

一种基于共振峰提取的多通道响度补偿算法

赵 毅¹ 尹雪飞¹ 陈克安²

(1. 西北工业大学电子信息学院 陕西 西安 710129; 2. 西北工业大学航海学院 陕西 西安 710072)

摘 要: 共振峰是语音信号的一个重要特征, 对提高耳聋患者的语言识别率具有重要意义。然而, 目前数字助听器领域常用的响度补偿算法(多通道响度补偿和宽动态压缩)均对共振峰结构具有一定的破坏性, 对患者听懂语音十分不利。本文结合共振峰检测, 提出一种基于共振峰提取的多通道响度补偿算法, 在原有多通道响度补偿的基础上, 通过对滤波器组的重新设计并加入共振峰提取模块对共振峰予以保护。仿真结果证明, 该算法对 4 类常见耳聋均能达到满意的补偿效果, 同时, 与多通道响度补偿和宽动态压缩两种方法比较, 该算法在保护共振峰结构完整性方面性能更优。

关键词: 数字助听器; 响度补偿; 临界带; 共振峰

中图分类号: TN911 **文献标识码:** A **文章编号:** 1003-0530(2012)03-0352-09

A Multi-channel Loudness Compensation Algorithm Based on Formant Extraction

ZHAO Yi¹ YIN Xue-fei¹ CHEN Ke-an²

(1. School of Electronics and Information, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710129, China;

2. School of Marine Technology, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072, China)

Abstract: Formant is one of important features for speech signal. It is very significant to enhance the speech intelligibility (SI) for deafness patients. At present, the commonly used loudness compensation algorithms for digital hearing aid, for instance multi-channel loudness compensation (MCLC) and wide dynamic range compression (WDRC), have strongly negative effects to the formant and the results are poor for patients' SI. In this study, a new MCLC algorithm based on formant extraction combining formant detection method is presented here. The algorithm can play protective effect for formant by re-designing of filter bank and joining a formant extraction module. Results show the proposed algorithm can have a suitable compensation effect for 4 common deafness types while achieving more excellent performance than MCLC and WDRC on protecting formant structural integrity.

Key words: digital hearing aid; loudness compensation; bark bands; formant

1 引言

响度补偿算法是数字助听器的核心算法, 它将自然语音声压级映射到患耳听力动态范围内实现助听效果^[1-2]。目前, 应用最广泛的响度补偿算法有多通道响度补偿和宽动态压缩两种。多通道响度补偿通过完美重构滤波器组对输入信号进行子带划分, 在不同的子带对信号施加不同增益, 子带划分方式有均匀和非均匀(多参照人耳听觉临界带理论)两种。宽动态压缩

将整个言语动态范围按一定比例均匀压缩到患耳的残余听力中^[1,3-4], 在一定程度上减小了多通道响度补偿由于子带划分带来的信号失真。但是, 这两种算法均未考虑元音共振峰结构。**共振峰是区别不同元音最主要的特征, 对提高耳聋患者的语言识别率(speech intelligibility, SI) 具有重要意义^[4-6]。**传统的多通道响度补偿算法对信号进行子带划分时, 如果一个共振峰被分到不同子带, 施加不同增益, 就会造成其结构变形, 甚至消失; 宽动态压缩也存在类似问题。同时, 宽动

收稿日期: 2011-04-14; 修回日期: 2011-12-01

基金项目: 国家自然科学基金(11074202)和西北工业大学研究生种子创业基金(Z2011100)资助课题

态压缩在 4kHz 和 8kHz 之间没有设置特征频率点,对输入语音进行线性放大(或压缩),可能会造成频域能量分布剧烈变化,使低频段的共振峰消失,高频段出现虚假峰。鉴于共振峰的完整性对耳聋患者 SI 的重要贡献,本文提出一种基于共振峰提取的多通道响度补偿算法,在原有通道响度补偿的基础上,通过对滤波器组的重新设计并加入一个共振峰提取模块对共振峰起到保护作用。仿真结果证明,该算法对 4 类常见患耳均能得到满意的补偿效果,而且对共振峰结构的破坏较传统多通道响度补偿和宽动态

压缩算法要小。

2 算法原理及流程

本文算法分为 3 个模块:

①预处理模块,包括预加重、分帧以及初始滤波器组的设计。

②识别(分类)模块,包括语音端点检测和元、辅音的识别。

③补偿模块。

整个算法流程如下图所示。

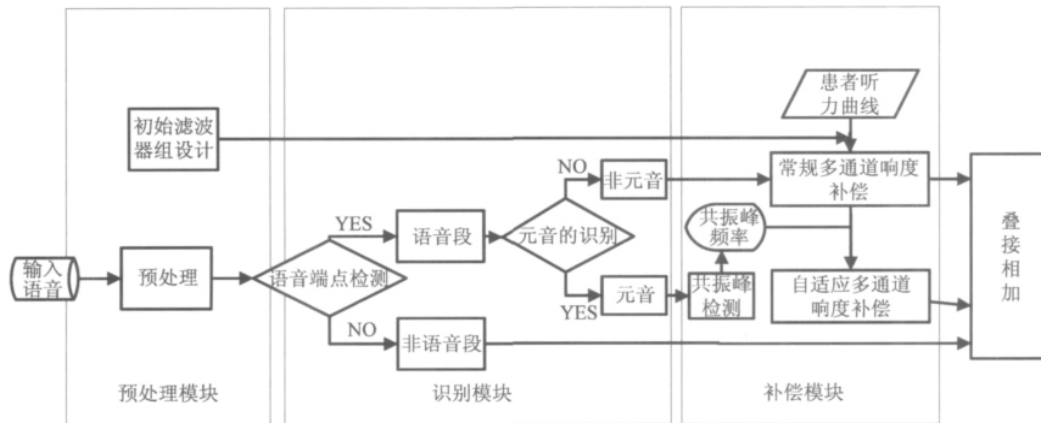


图1 算法流程图

Fig. 1 Algorithm diagram

输入信号首先经过预处理,同时进行初始滤波器组的设计。经预处理后的语音信号进入识别模块,通过端点检测将信号分为语音段和非语音段,进而将语音段分为元音段和非元音段。对元音段首先检测其共振峰频率,然后进行自适应多通道响度补偿;对非元音段进行常规的多通道响度补偿;对于非语音段,直接将其声压级衰减到患者听阈以下。

2.1 初始滤波器组的设计

作者以人耳听觉临界带理论为参考,设计一个非

均匀 6 通道完美重构滤波器组,其频率范围覆盖 0 ~ 8kHz(语音信号能量主要分布在该频率范围)。临界带频率划分方式如下式所示^[7,8]:

$$i = \frac{26.81\hat{f}_i}{1960 + \hat{f}_i} - 0.53 \quad i = 1, 2, 3, \dots, 24 \quad (1)$$

其中 \hat{f}_i 表示每个临界带的边界频率, i 表示临界带序号。根据式(1)计算 0 ~ 8kHz 频率范围内大致可分为 21 个临界带,其边界频率如表 1 所示。

表 1 0 ~ 8kHz 临界带频率划分方式

(单位: Hz)

Tab. 1 Critical band frequency allocation method in 0 ~ 8kHz

(Unit: Hz)

序号	1	2	3	4	5	6	7
边界频率	118.62	204.23	297.20	398.51	509.34	631.10	765.50
序号	8	9	10	11	12	13	14
边界频率	914.60	1080.95	1267.74	1478.98	1719.80	1996.90	2319.12
序号	15	16	17	18	19	20	21
边界频率	2698.48	3151.63	3702.46	4386.33	5258.08	6407.45	7992.20

初始滤波器组频率划分方式遵循3点原则:①将若干临界带合并到一个通道,使补偿结果与耳蜗对频率的感知相吻合;②尽量将元音共振峰集中的区域划分到一个通道,减小破坏共振峰的概率;③尽量对高频细分,避免宽动态压缩高频补偿过度的问题。

具体方案是:前6个临界带划入 $h_0(n)$,第7~12个临界带划入 $h_1(n)$,第13~16个临界带划入 $h_2(n)$,第17~19个临界带划入 $h_3(n)$,剩余的第20、21临界带分别作为 $h_4(n)$ 和 $h_5(n)$ 。初始滤波器组的频率划分如表2所示。

表2 初始滤波器组频率划分方式
Tab.2 Frequency allocation method of initial filter bank

(单位: Hz)

(Unit: Hz)

子带滤波器	$h_0(n)$	$h_1(n)$	$h_2(n)$	$h_3(n)$	$h_4(n)$	$h_5(n)$
频率范围	0-631	631-1719	1719-3151	3151-5258	5258-6407	6407-8000

滤波器组的设计采用帕克斯—麦克莱伦(Parks-McClellan)算法^[2,9]完成,具体设计指标如下:通带波纹1dB,阻带衰减40dB,过渡带带宽105Hz,阶数各为108阶。滤波器组的幅频响应如图2所示。为保证完全重构效果,综合滤波器组与分析滤波器组一一对应,即

$$g_i(n) = h_i(n) \quad i=0, 1, \dots, 5 \quad (2)$$

$g_i(n)$ 为综合滤波器。

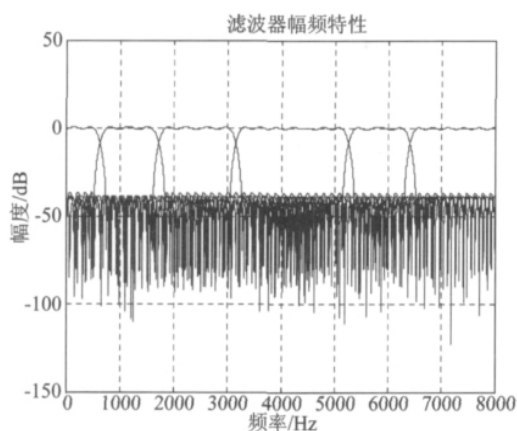


图2 滤波器组幅频特性

Fig.2 Amplitude-frequency characteristics of filter bank

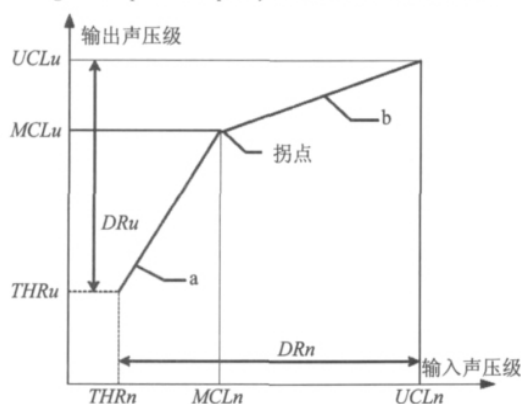


图3 I/O 曲线图

Fig.3 I/O Curve

2.2 共振峰提取

共振峰是指当准周期脉冲激励进入声道时产生的一组共振频率所对应的幅度峰值^[10,11],本文采用一种改进的基于离散复倒谱的共振峰提取方法^[12]作为后续响度补偿的共振峰提取模块。该方法过程如下:

①对输入信号 $x[n]$ 进行预加重和分帧处理,得到每一帧信号 $x_i[n]$ (采用256点Hamming窗,帧间重叠128点),设定低通倒谱窗 $window(n)$ 的原始窗长 n_0 (n_0 一般取14),初始向量长度为10,“标尺”向量的长度 l (l 一般取8)。低通倒谱窗的数学表达式如下:

$$window(n) = \begin{cases} |\sin(\pi n/n_0)| & |n| < n_0 \\ 0 & |n| \geq n_0 \end{cases} \quad (3)$$

②对 $x_i[n]$ 进行离散复倒谱运算,得到 $\hat{x}_i[n]$,过程如式(4)~(6)所示(N 表示帧长, $\angle X(k)$ 表示 $X(k)$ 的相位角):

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (4)$$

$$\hat{X}(k) = \log[X(k)] = \log(|X(k)|) + j\angle X(k) \quad (5)$$

$$\hat{x}_i[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \hat{X}(k) e^{j\frac{2\pi}{N}kn} \quad (6)$$

③根据式(7)~(9)得到声道相位谱一次导数 $H'_{imag}(k)$ ($\text{imag}(\bullet)$ 表示取虚部):

$$h(n) = \hat{x}_i[n] \times window(n) \quad (7)$$

$$H_{imag}(k) = \text{imag}(20 \times \log_{10}(\sum_{n=0}^{N-1} h(n) e^{-j\frac{2\pi}{N}kn})) \quad (8)$$

$$H'_{imag}(k) = \frac{\partial H_{imag}}{\partial k} \quad (9)$$

④对 $H'_{imag}(k)$ 进行极小值检测,按照极小值点幅度从大到小的顺序,取前5个点的对应频率存入一个向量即共振峰频率向量。

2.3 补偿模块

输入信号以帧为单位进行端点检测。本文采用一种基于短时平均幅度和短时过零率的语音端点检测算法^[10,13]将输入信号确定为无声段、辅音段(即清音段,由短时过零率阈值确定)和元音段(即浊音段,由短时平均幅度阈值确定)。对不同信号段的补偿方式如下:

①无声段:无声段即背景噪声,本文算法将其衰减到患耳听阈以下。该听阈是患耳6个特征频率点处所测得听阈的最小值。

②辅音段:对辅音段不进行共振峰提取,按常规方法进行子带内补偿(补偿过程借鉴宽动态压缩^[1])。由于辅音标识了语音的细节,对患耳的语言理解率贡献较大。因此,使患耳能够感知到辅音的存在也是本文算法考虑的一个方面。首先,本文算法补偿0~8kHz频率范围内的语音,辅音的中心频率一般位于4kHz,因此经本文算法补偿以后,辅音频段的分量也被映射到患耳的听力范围以内。其次,本文算法为达到补偿效果,并非一味对输入信号进行放大,而是采取映射的方式,保证中低频信号不被过分放大,在一定程度上避免上扩散掩蔽效应对辅音的影响。

③元音段:结合第2节介绍的共振峰检测方法,首先对元音段进行共振峰提取,得到的结果组成向量 F 。若向量 F 中有元素位于 $\hat{f}_i \pm 105$ 处,则以频率 \hat{f}_i 为边界的带通滤波器 $h_{i-1}(n)$ 和 $h_i(n)$ 要重新设计。设共振峰频率为 f ,且 $\hat{f}_i - 105 \leq f \leq \hat{f}_i + 105$,则 $h_{i-1}(n)$ 和 $h_i(n)$ 新的边界频率 $f'_i = \hat{f}_i \pm |f - \hat{f}_i|$,正负号取决于 $|f'_i - \hat{f}_i|$ 最小。这样即完成对滤波器组的调整。之后,对输入信号进行子带内补偿,过程同辅音段。当输入信号进入一个较长的无声段时,滤波器组将恢复到初始状态。

子带内补偿首先在每个通道内计算输入声压级,如式(10)所示:

$$SPL = 20 \times \lg \left(\frac{\frac{1}{N} \sqrt{\sum_{n=1}^N |x_i(n)|^2}}{p_0} \right) \quad (10)$$

式中 $x_i(n)$ 表示信号经 $h_i(n)$ 滤波后的结果, N 是信号的长度, p_0 为基准声压值,空气中取 $20\mu Pa$ 。确定各通道增益因子的过程如图3所示,横轴表示输入声压级(正常耳听力范围),纵轴代表输出声压级(患耳听力范围)。 THR 为听阈, MCL 为舒适阈, UCL 为痛阈。a

段压缩比 CRa 和b段压缩比 CRb 如式(11)和(12)所示:

$$CRa = \frac{MCLn - THRn}{MCLu - THRu} \quad (11)$$

$$CRb = \frac{UCLn - MCLn}{UCLu - MCLu} \quad (12)$$

CRa 和 CRb 不一定相等,即对于同一频率点(各通道的中心频率),输入声压级不同,增益因子也不同,使经处理后的语音声压级更加贴近患耳舒适阈。 $SPLin$ 和 $SPLout$ 分别表示输入和输出声压级,两者关系如下^[1]:

①当 $SPLin < THRn$ 时, $SPLout = SPLin$

②当 $THRn \leq SPLin < MCLn$ 时, $SPLout = THRn + \frac{SPLin - THRn}{CRa}$

③当 $MCLn \leq SPLin < UCLn$ 时, $SPLout = MCLn + \frac{SPLin - MCLn}{CRb}$

④当 $SPLin \geq UCLn$ 时, $SPLout = UCLu$

基于上述关系,即可求得各个子带的增益因子。最后经过补偿的各子带信号由综合滤波器组叠加得到输出信号。如果分析滤波器组做了调整,因完美重构的需要,综合滤波器组也需做出相应调整。

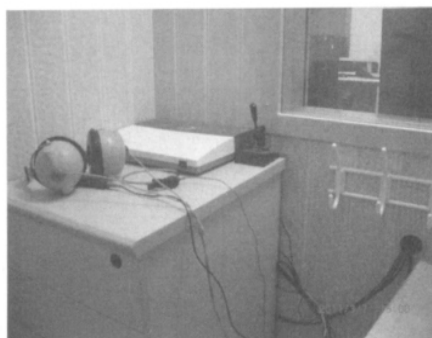
3 实验及仿真

3.1 耳聋患者纯音测听实验

为了验证算法针对实际患耳的补偿效果,本文对10名感音神经性耳聋患者进行了纯音测听实验,分别测试每位患者的听阈、舒适阈和痛阈。使用的设备是由西安交通大学第二附属医院耳鼻喉科提供的丹麦听美公司的MADSEN纯音测听设备(如图4所示)。共得到患耳听力曲线11份,主要包括4中听力损失,每种听力损失的典型代表如图5所示,每幅图中的三条曲线根据声压级水平由低到高依次是听阈、舒适阈、痛阈。



(a) 控制台
(a) Console

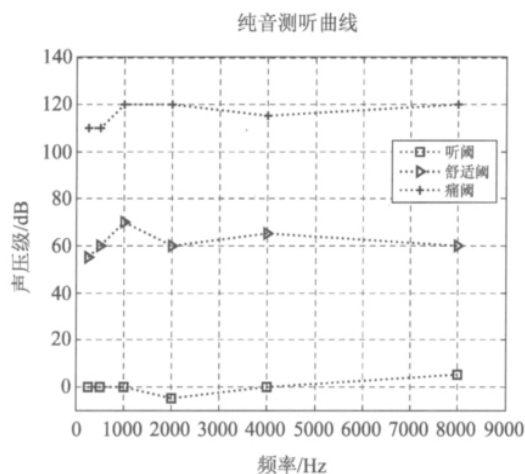


(b) 信号接收装置

(b) Signal reception unit

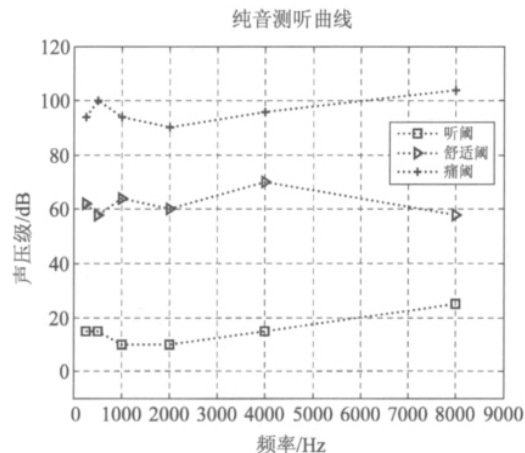
图4 MADSEN 纯音测听设备

Fig. 4 MADSEN Pure tone audiometry equipment



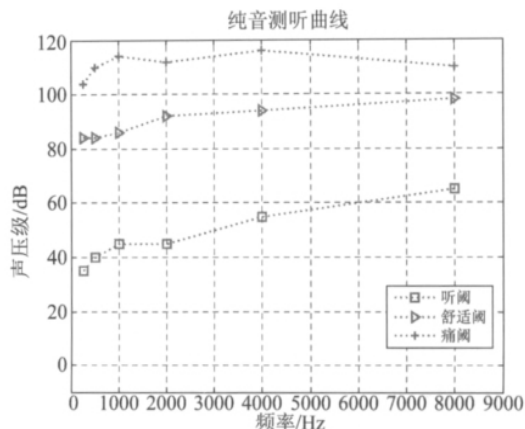
(a) 正常耳

(a) Normal ear



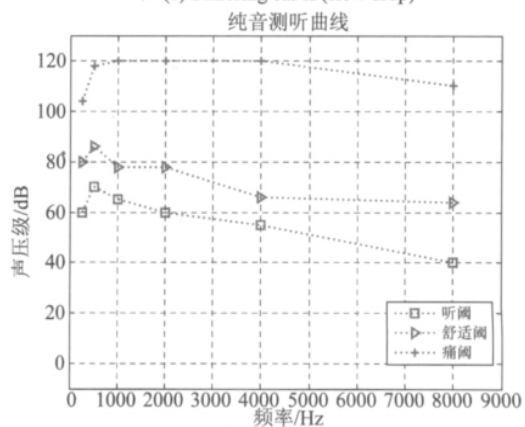
(b) 患耳1(平坦型)

(b) Suffering ear I (flat)



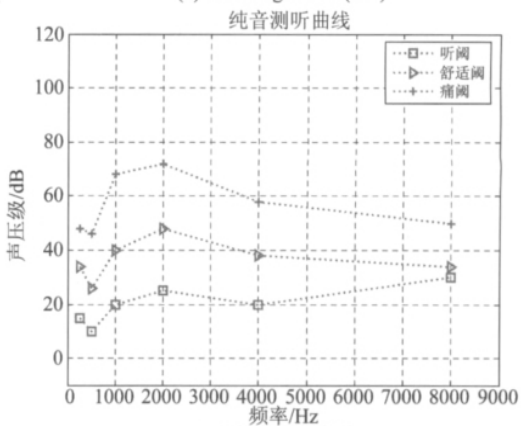
(c) 患耳2(缓降型)

(c) Suffering ear II (slow drop)



(d) 患耳3(上升型)

(d) Suffering ear III (rise)



(e) 患耳4(塌陷型)

(e) Suffering ear IV (collapse)

图5 正常耳与患耳纯音测听曲线图

Fig. 5 Pure tone audiometry curves of normal ear and suffering ears

3.2 本文算法响度补偿效果仿真及分析

测试用的输入信号是句子“Which tea party did Peter go to?”(下载自 <http://www.phptr.com/quateri/>)^[5], 原文件采样率44.1 kHz, 本文降采样为16 kHz, 算法执

行前后输入和输出信号在频域的声压级对比如图6~9所示。参与比较的三种算法分别是本文提出的基于共振峰提取的多通道响度补偿算法、传统多通道响度补偿算法和宽动态压缩算法(下文同)。

图6是针对平坦型患耳(患耳1)的仿真结果。由于该类患耳的3条测听曲线与正常耳无明显差别,且输入信号即位于患耳听力范围以内,因此输出信号声压级分布无明显变化。缓降型患耳(患耳2)听阈以及舒适阈较正常耳均有明显提高,且高频提高幅度较大(图5(a)和(c)),听阈曲线从高频向低频缓慢下降。输入信号5kHz以上成分位于患耳听阈以下,语音细节部分(大多数辅音中心频率位于4kHz以上)无法被感知。经处理后,输出信号整个频域的声压级都位于患耳听阈以上,并且更加靠近患耳舒适阈(如图7所示),患耳聆听舒适感良好。患耳3(图5(d))属于上升型,低频听力损失较高频严重,听阈曲线从高频向中低频缓慢上升。输入信号4.5kHz以上成分也无法被患耳感知,其他个别频率成分也位于患耳听阈以下,经补偿后,输出信号所有频率成分的声压级均位于患者听阈以上(如图8所示),且高频增益较低频更为明显。塌陷型患耳(患耳4)痛阈和舒适阈较正常耳有明显的下降,听力动态范围大致为20~60dB左右,听力范围狭窄且处于较低的声压级水平(如图5(e))。输入信号5kHz以下成分位于患耳痛阈以上,由于语音能量主要集中在低频段,这无疑会对患耳的残余听力造成伤害。经处理之后,输出信号所有频率的声压级基本位于患耳痛阈以下(如图9所示)。这一效果是通过对中低频(5kHz以下)成分进行适当衰减而获得的,而位于患耳听力范围的高频成分(5kHz以上)压缩幅度并不明显,针对各频段听力损失的不同状况进行了个性化处理。综上所述,本文算法都能够将正常耳听到的语音完整压缩到患耳残存听力范围内,对4类常见患耳均能达到满意的响度补偿效果。

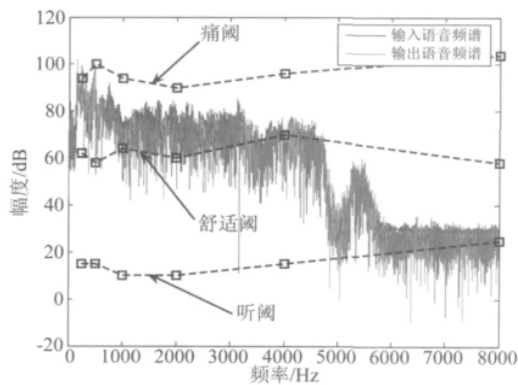


图6 平坦型患耳补偿前后对比

Fig. 6 Comparison between the compensation and the before for the flat case

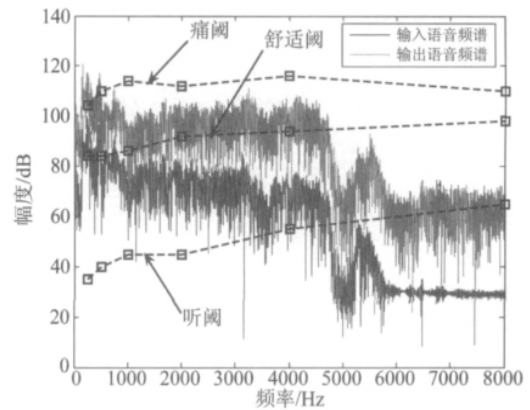


图7 缓降型患耳补偿前后对比

Fig. 7 Comparison between the compensation and the before for the slow drop case

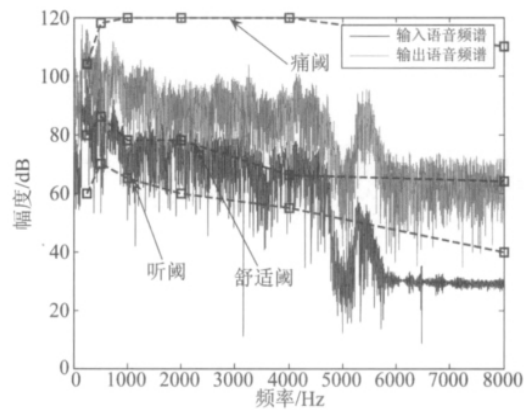


图8 上升型患耳补偿前后对比

Fig. 8 Comparison between the compensation and the before for the rise case

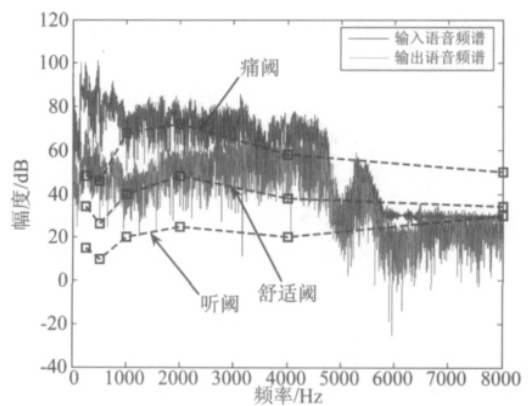


图9 塌陷型患耳补偿前后对比

Fig. 9 Comparison between the compensation and the before for the collapse case

3.3 本文算法对元音共振峰结构的保护

3.3.1 单元音仿真及分析

本小节仿真所选患耳的纯音测听曲线如图5所

示。输入信号是元音 /i:/ // e // æ/, 下载自 <http://online1.tingclass.com/> , 原文件采样率 44.1kHz, 本文降采样为 16kHz, 三段元音的时域波形如图 10 所示。

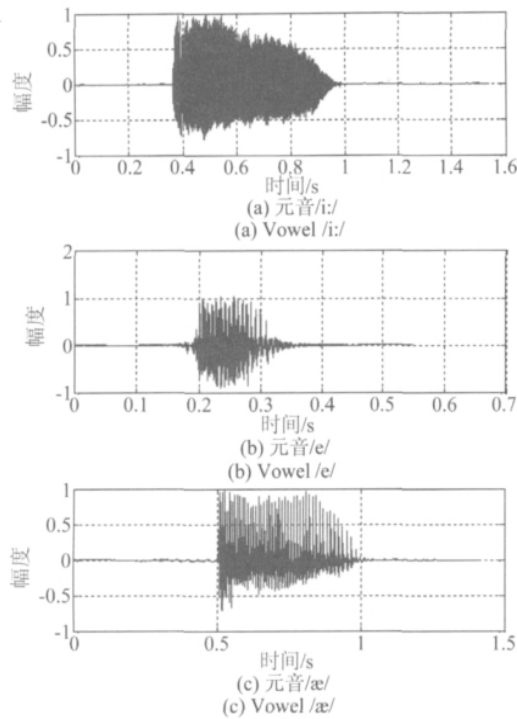


图 10 元音时域波形图

Fig. 10 Vowels' waveform diagram in time domain

响度补偿算法对共振峰的破坏表现为某些共振峰消失, 虚假峰的出现以及补偿前后共振峰位置出现偏移。仿真通过共振峰消失数量、虚假峰数量以及累积误差 3 个指标来评价算法的优劣。其中, 累积误差是指补偿前后共振峰检测结果误差的累积, 本文只计算三种算法均检测到的共振峰, 如果有一种算法导致某一共振峰消失, 则其他算法检测到的误差不计入最终结果。

非均匀多通道响度补偿的共振峰消失以及虚假峰数量最多(见表 3 和表 4), 累积误差最大(见表 5), 表明该算法对共振峰的破坏最严重。其次是宽动态压缩。它无需在频域对输入信号进行分割与重建, 如果相邻两个特征频率点增益因子差别不大, 可以近似认为每个共振峰在其 3dB 带宽内被施加了相同的增益, 因此理论上对共振峰的破坏应该是三种方法中最小的。但是由于其高频部分(4kHz ~ 8kHz)采用线性压缩的方式, 往往造成该区域放大或压缩幅度过大, 使处理前后信号整个频域能量分布变化剧烈, 因此共振峰

失真程度也大于本文算法。本文算法由于滤波器组的频率划分经过认真设计, 使边界频率避开了元音共振峰较为集中的区域, 并将高频成分尽可能置于多个通道共同控制增益, 以及加入了共振峰提取模块, 因此在仿真中没有出现共振峰消失以及虚假峰(见表 3 和表 4), 累积误差在三种算法中也是最小的(见表 5)。另外, 对于 4 种常见患耳, 本文算法的累积误差均在 450Hz 以下, 且起伏不大, 说明对不同患耳类型均能较好保护共振峰结构, 较其他两种算法对患者语言识别率的提高更有效。

表 3 共振峰消失数量(单位: 个)

Tab. 3 Number of Disappeared formats

患耳类型 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
平坦型	0	1	1
缓降型	0	2	2
上升型	0	1	2
塌陷型	0	4	1

表 4 虚假峰数量(单位: 个)

Tab. 4 Number of false formants

患耳类型 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
平坦型	0	1	0
缓降型	0	2	0
上升型	0	4	1
塌陷型	0	3	2

表 5 累积误差(单位: Hz)

Tab. 5 Accumulative error (Unit: Hz)

患耳类型 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
平坦型	399	771	396
缓降型	370	1104	639
上升型	445	1310	748
塌陷型	419	967	981

3.3.2 不同信噪比下单元音仿真及分析

本小节将图 10 所示的 3 个单元音置于不同的 SNR 下进行仿真, 研究本文算法在背景噪声环境下与另外两种算法的性能差异。

评价算法性能的 3 个指标分别是虚假峰数量、共振峰消失数量和累计误差平均来分析三类算法在不同噪声强度下, 对共振峰的保护性能。

从仿真结果可以看出, 对共振峰结构破坏最严重

的是非均匀多通道响度补偿,不论是虚假峰数量、共振峰消失数量还是累积误差平均(见表 6~8),都是三种方法中最大的;其次是宽动态压缩算法。该算法在不同 SNR 下均很少出现虚假峰和共振峰消失,每个共振峰频率的改变量不超过 100Hz(见表 8)。本文算法的性能在所有算法中是最好的,在 10dB 以上信噪比环境下,累计误差平均保持在 70Hz 以下(见表 8),且极少出现虚假峰和共振峰消失(见表 6 和表 7),算法性能比较稳定。由于患耳需要比正常耳高 4 倍的 SNR 才能得到较高的 SI,因此目前数字助听器大多集成了语音增强模块,输入响度补偿模块的信号 SNR 较高。综上所述,本文算法适合数字助听器应用环境。

表 6 虚假峰数量(加噪声,单位:个)

Tab. 6 Number of false formants (noisy)

信噪比 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
30dB	0	11	3
20dB	2	13	3
15dB	3	14	6
10dB	7	15	9

表 7 共振峰消失数量(加噪声,单位:个)

Tab. 7 Number of Disappeared formants (noisy)

信噪比 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
30dB	0	7	4
20dB	0	8	6
15dB	1	8	4
10dB	1	8	4

表 8 累计误差平均(加噪声,单位:Hz)

Tab. 8 Average accumulative error (noisy, Unit: Hz)

信噪比 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
30dB	60	112	92
20dB	68	124	91
15dB	63	111	90
10dB	63	130	101

3.3.3 运行时间分析

本文所有仿真基于 Matlab7.0.4 仿真软件完成。利用该软件自带的 tic(开始) toc(结束) 秒表计时,得到三种算法运行时间对比。如表 9 所示:

表 9 运行时间对比(单位:秒)

Tab. 9 Running time contrast (Unit: s)

语料 \ 算法	本文算法	多通道响度补偿	宽动态压缩
元音 /i:/	1.9137	1.5203	1.1265
元音 /e/	1.6728	1.2508	1.0123
元音 /æ/	1.9234	1.5122	1.1347

从上表可以看出,本文算法由于加入了共振峰提取模块,运算时间较其他两种方法有所增大,三种方法中宽动态压缩算法运算时间最短。由于目前比较先进的数字助听器硬件中,有专门的滤波器组设计模块和 FFT 运算模块,而本文算法的计算量开销主要集中在这两部分。因此,本文算法用于数字助听器后的运算时间与另外两种算法的差距将有所减小。

4 总结

本文结合共振峰检测,提出一种基于共振峰提取的多通道响度补偿算法,通过对滤波器组的重新设计并加入共振峰提取模块起到对元音共振峰结构的保护作用。仿真结果证明,该算法对 4 类常见患耳均能达到满意的补偿效果,较传统非均匀多通道响度补偿和宽动态压缩能够更好地保护共振峰结构的完整性。最后通过运算时间对比,证明本文算法运算量虽有所增大,但与另外两种算法差距不大,预计应用于硬件系统后,运算时间会有所缩短。

致谢

西安交通大学第二附属医院耳鼻喉科的许珉教授与陈彦飞医生对本文中的气导纯音测听实验提供了设施,并对本文内容提出了宝贵的意见,在此表示诚挚谢意!

参考文献

[1] 陈广飞,应俊. 数字助听器宽动态压缩算法研究[J]. 生物医学工程 2006 25(5): 454-481.
Chen Guang-fei and Ying Jun. Research on wide dynamic range compression for digital hearing aid[J]. Beijing bio-medical engineering, 2006, 25(5): 454-481. (in Chinese)
[2] Y. T. Kuo, T. J. Lin, W. H. Chang, Y. T. Li, C. W. Liu. Complexity-effective auditory compensation for digital hearing aids [C]. Circuits and Systems, 2008. ISCAS 2008. IEEE International Symposium on.
[3] S. Kakehata, M. Satake, K. Ohyama. A digital hearing

- aid that compensates loudness for sensorineural impaired listeners [C]. IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, 1991, 3625-3628.
- [4] 阚仁根. 基于听觉掩蔽效应的数字助听器算法研究及 DSP 的实现[D]. [硕士论文]. 江南大学 2008.
Kan Ren-gen. Algorithm research and DSP implementation for digital hearing aids based on auditory masking [D]. [Master Thesis]. Jiangnan University, 2008. (in Chinese)
- [5] T. F. Quatieri, Zhao Sheng-hui, Xie Xiang, Liu Jia-kang, et al. Discrete time speech signal processing (Principle and application) [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2004: 197-231.
- [6] 黄海, 陈祥献. 基于 Hilbert-Huang 变换的语音信号共振峰频率估计[J]. 浙江大学学报(工版), 2006, 40(11): 21-28.
Huang Hai, Chen Xiang-xian. Speech formant frequency estimation based on Hilbert-Huang transform[J]. Journal of Zhe Jiang University, 2006, 40(11): 21-28. (in Chinese)
- [7] 王青云, 赵力, 乔杰, 邹采荣. 符合人耳听觉特征的数字助听器子带响度补偿[J]. 应用科学学报, 2008, 26(6): 580-585.
Wang Qing-yun, Zhao Li, Qiao Jie and Zou Cai-rong. Sub-band Loudness Compensation for Hearing Aid Based on Human Auditory[J]. Journal of applied sciences—electronics and information Engineering, 2008, 26(6): 580-585. (in Chinese)
- [8] 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算法[J]. 电子与信息学报, 2009, 31(4): 832-835.
Wang Qing-yun, Zhao Li, Zhao Li-ye and Zou Cai-rong. A multi-channel loudness compensation method for digital hearing aids[J]. Journal of electronic & information technology, 2009, 31(4): 832-835. (in Chinese)
- [9] K. S. Chong, B. H. Gwee and J. S. Chang. 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(10): 853-858.
- [10] E. Alexandre, L. Cuadra, M. Rosa, F. López-Ferreras. Feature selection for sound classification in hearing aids through restricted search driven by genetic algorithms[J]. IEEE Trans. on Audio, Speech, and Language Processing, 2007, 15(8): 2249-2256.
- [11] 易克初, 田斌, 付强. 语音信号处理[M]. 北京: 国防工业出版社 2001: 35-38.
Yi Ke-chu, Tian Bin and Fu Qiang. Speech signal processing[M]. Beijing: National Defence Industry Press, 2001, 35-38. (in Chinese)
- [12] 赵毅, 尹雪飞, 陈克安. 一种新的基于倒谱的共振峰频率检测算法[J]. 应用声学, 2010, 29(6): 416-424.
Zhao Yi, Yin xue-fei and Chen Ke-an. A new foemant detection algorithm based on cepstrum[J]. Applied acoustics, 2010, 29(6): 416-424. (in Chinese)
- [13] M. I. Trotter, I. Donaldson. Hearing aids and tinnitus therapy: a 25-year experience[J]. The Journal of Laryngology & Otology, 2008, 122: 1052-1056.

作者简介



赵毅(1985-) 男(汉族) 济南市人, 西北工业大学电子信息学院硕士研究生, 研究方向: 语音信号处理。
E-mail: q19851007@163.com

尹雪飞(1968-) 女, 副教授, 博士, 硕士生导师, 研究方向: 自适应信号处理和数字助听器。

陈克安(1965-) 男, 教授, 博士, 博士生导师, 研究方向: 噪声与振动控制, 环境声学及环境信息系统。