

数字助听器 原理及核心技术

SHUZI ZHUTINGQI YUANLI JI HEXIN JISHU



梁瑞宇 王青云 邹采荣 著



中国工信出版集团



电子工业出版社
PUBLISHING HOUSE OF ELECTRONICS INDUSTRY
<http://www.phei.com.cn>

数字助听器原理及核心技术

梁瑞宇 王青云 邹采荣 著



電子工業出版社
Publishing House of Electronics Industry
北京•BEIJING

内 容 简 介

本书详细介绍了数字助听器信号处理的相关理论及关键算法, 主要包括数字助听器研究基础、数字助听器响度补偿原理与算法、助听器增强算法、助听器回波抑制算法、助听器降噪算法、助听器方向性技术、助听器自验配技术、助听器声场景分类算法及展望。

本书理论联系实际, 内容新颖, 适合计算机应用、电子信息工程、生物医学工程等相关专业的研究生及科研人员、工程技术人员学习参考。

未经许可, 不得以任何方式复制或抄袭本书之部分或全部内容。
版权所有, 侵权必究。

图书在版编目(CIP)数据

数字助听器原理及核心技术 / 梁瑞宇, 王青云, 邹采荣著. —北京: 电子工业出版社, 2018.9
ISBN 978-7-121-34967-6

I. ①数… II. ①梁… ②王… ③邹… III. ①助听器—研究 IV. ①TH789

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2018) 第 198990 号

策划编辑: 董亚峰

责任编辑: 杨秋奎 特约编辑: 孙悦

印刷: 北京虎彩文化传播有限公司

装订: 北京虎彩文化传播有限公司

出版发行: 电子工业出版社

北京市海淀区万寿路 173 信箱 邮编 100036

开本: 720×1 000 1/16 印张: 17.5 字数: 296 千字

版次: 2018 年 9 月第 1 版

印次: 2018 年 9 月第 1 次印刷

定价: 68.00 元

凡所购买电子工业出版社图书有缺损问题, 请向购买书店调换。若书店售缺, 请与本社发行部联系, 联系及邮购电话: (010) 88254888, 88258888。

质量投诉请发邮件至 zltz@phei.com.cn, 盗版侵权举报请发邮件至 dbqq@phei.com.cn。

本书咨询联系方式: (010) 88254755。

前言



数字助听器信号处理是通信、信号处理、医学、生物工程等多学科交叉融合的研究领域，是国内外重要的研究课题。数字助听器信号处理研究面向听损人群，基于对听损患者的生理、心理及个人信息的诊断与分析，在满足低功耗和低存储量的前提下，采用数字信号处理的相关理论及方法对语音信号进行补偿、增强及转换，从而改善听损患者的听力状况，提高听损患者的语言理解度。该研究工作具有研究对象特殊、研究方法受限、知识深度纵向范围大等特点，具有很强的理论研究意义和实用价值。该研究工作的深入开展有助于改变我国在该研究领域的落后局面，相关研究成果对提高听损患者的听力水平、改善其生活质量及缓解社会压力有重要意义，也为智能助听器设计打下坚实的理论基础。

随着老龄化社会进程的加剧，听力退化带来的听损问题日趋严重，数字助听器研究具有越来越重要的现实意义。笔者在研究数字助听器的基本原理和听损形成机理的基础上，结合语音信号处理的前期研究基础，系统地研究了数字助听器语音信号处理的相关方法、模型及应用。本书围绕助听器语音处理的关键技术展开，对研究中涉及的一些关键技术和语音信号处理方法进行了大量的实验验证及创新设计。通过上述研究工作，笔者试图丰富和完善数字助听器语音信号处理相关理论与技术，以解决目前存在的问题。

本书是关于数字助听器信号处理的学术专著，围绕数字助听器信号处理

的理论、方法和技术，结合近年来有关研究成果与工程实践，系统地分析和阐述了数字助听器语音补偿、降噪、增强等方面的理论、方法和技术。本书共分 10 章，主要内容包括数字助听器研究基础、数字助听器响度补偿原理与算法、助听器增强算法、助听器回波抑制算法、助听器降频算法、助听器方向性技术、助听器自验配技术、助听器声场景分类算法及研究展望。本书理论联系实际，内容新颖，适合计算机应用、电子信息工程、生物医学工程等相关专业的研究生及科研人员、工程技术人员学习参考。

本书由梁瑞宇、王青云、邹采荣合著，并由梁瑞宇统稿。衷心感谢王侠博士、郭如雪博士、荆丽硕士、薛阳阳硕士、顾天斌硕士、夏岱岱硕士、丁一坤硕士、姜涛硕士做的研究工作，以及为本书的编写工作付出辛勤劳动的老师和学生。

本书是在江苏省第 13 批“六大人才高峰”高层次人才（电子信息行业）项目（项目编号：DZXX-023）、国家自然科学基金项目“面向认知补偿的助听器数据驱动模型及其自验配算法研究”（项目编号：61871213）和第 60 批中国博士后科学基金面上资助项目（项目编号：2016M601696）研究成果的基础上编写的。

本书内容涉及多学科的交叉，由于我们的学识所限，书中难免存在不妥之处，恳请广大读者批评指正。

梁瑞宇

2018 年 3 月

目 录

第 1 章 绪论	1
1.1 数字助听器研究的背景和意义	1
1.2 数字助听器算法概述	2
1.2.1 多通道响度补偿算法	2
1.2.2 语音增强算法	3
1.2.3 回波抑制算法	3
1.2.4 降频算法	3
1.2.5 助听器方向性技术	3
1.2.6 声场景识别算法	4
1.2.7 其他算法	4
1.3 国内外研究现状	4
1.3.1 助听器语音增强技术	5
1.3.2 助听器降频算法	5
1.3.3 助听器验配方法	6
1.3.4 认知与助听器设计	6
1.4 目前存在的问题	7
1.5 本章小结	9
参考文献	9
第 2 章 数字助听器相关知识	14
2.1 听觉生理常识	14
2.1.1 外耳生理	14

2.1.2	中耳生理	15
2.1.3	内耳生理	16
2.2	听力损失及其治疗方法	17
2.2.1	听力损失	17
2.2.2	治疗方法	20
2.3	标准测听法	21
2.3.1	基本概念	21
2.3.2	纯音检测方法	21
2.3.3	纯音测听的临床应用	25
2.4	言语测听	26
2.5	助听器的基本知识	28
2.5.1	助听器的基本原理和特性	28
2.5.2	助听器性能指标	30
2.5.3	主要性能指标的应用	31
2.6	产品级全数字助听器	33
2.7	汉语助听器语言策略	35
2.8	本章小结	36
	参考文献	36
第3章	数字助听器响度补偿原理与算法	39
3.1	引言	39
3.2	助听器基本放大方案	40
3.2.1	声信号受到的影响	40
3.2.2	线性助听器	44
3.3	宽动态范围压缩	45
3.3.1	背景与意义	45
3.3.2	基本原理	47
3.3.3	实现方法	50
3.3.4	动态特性	53
3.4	多通道响度补偿算法	56
3.4.1	非均匀余弦调制滤波器组设计	56

3.4.2	动态非线性滤波器组设计	57
3.4.3	改进的多段处方公式	59
3.4.4	多通道响度补偿算法的步骤	61
3.5	实验与结果分析	62
3.5.1	实验设置	62
3.5.2	输入输出曲线分析	63
3.5.3	响度补偿前后的语音对比	65
3.5.4	语音质量客观评估	66
3.5.5	主观言语辨识率测试	68
3.6	本章小结	69
	参考文献	69
第4章	助听器增强算法	73
4.1	引言	73
4.2	助听器增强算法概述	75
4.3	语音增强相关知识	76
4.3.1	人耳听觉感知特性	76
4.3.2	噪声特性	77
4.3.3	语音质量评价	77
4.4	经典语音增强算法	80
4.4.1	基本谱减法	80
4.4.2	改进的谱减法	82
4.4.3	基本维纳滤波法	84
4.4.4	子带维纳滤波法	87
4.5	低复杂度算法设计与实现	90
4.5.1	噪声谱预存的改进谱减算法	90
4.5.2	基于子带增益的语音增强算法	93
4.5.3	改进的子带信噪比估计算法	94
4.6	实验仿真与分析	98
4.6.1	实验设置	98
4.6.2	子带信噪比估计	98

4.6.3	语谱图对比	100
4.6.4	信噪比改善	101
4.6.5	语音质量感知评价	102
4.6.6	算法复杂度分析	103
4.7	风噪声检测与抑制算法	104
4.7.1	风噪声检测算法	105
4.7.2	风噪声抑制算法	109
4.8	本章小结	111
	参考文献	111
第5章	助听器回波抑制算法	114
5.1	引言	114
5.2	助听器回波抑制算法概述	116
5.3	回波抵消算法及其改进	117
5.3.1	助听器回波抵消系统模型	117
5.3.2	自适应 NLMS 算法	119
5.3.3	变步长 NLMS 算法	119
5.3.4	啸叫检测、抑制与释放算法	121
5.4	实验与仿真	124
5.4.1	声学环境	124
5.4.2	啸叫检测算法验证与分析	125
5.4.3	算法参数分析与验证	127
5.4.4	算法回声性能比较	129
5.5	本章小结	134
	参考文献	134
第6章	助听器降频算法	138
6.1	引言	138
6.2	助听器降频算法概述	140
6.3	常用降频算法分析	140
6.3.1	实验设置	140

6.3.2 英汉语言要素识别比较	142
6.3.3 环境声识别性能比较	144
6.4 非线性频率伸缩数字助听方法	145
6.4.1 算法原理	145
6.4.2 实验设置	148
6.4.3 客观实验	149
6.4.4 言语识别率实验	151
6.4.5 言语接收阈实验	153
6.5 本章小结	154
参考文献	155
第 7 章 助听器方向性技术	158
7.1 引言	158
7.2 定向麦克风技术	159
7.2.1 声场模型	159
7.2.2 方向性麦克风	162
7.2.3 自适应定向麦克风	164
7.2.4 麦克风阵列	166
7.3 基于方向性麦克风的降噪	168
7.3.1 方向性麦克风的降噪	168
7.3.2 自适应方向性麦克风的降噪	173
7.3.3 基于一阶和二阶的改进自适应方向性麦克风的降噪	180
7.4 实验仿真与分析	183
7.4.1 实验方法	183
7.4.2 仿真结果	185
7.4.3 性能分析	186
7.5 本章小结	189
参考文献	190
第 8 章 助听器自验配技术	193
8.1 引言	193
8.2 自验配助听器	195

- 8.2.1 自验配流程..... 195
 - 8.2.2 设计原型及相关产品..... 196
 - 8.2.3 自验配助听器配件..... 199
- 8.3 自验配助听器的优势..... 203
- 8.4 自验配助听器的难点..... 204
- 8.5 自验配助听器系统设计..... 205
 - 8.5.1 整体架构..... 205
 - 8.5.2 仿真与实验..... 213
- 8.6 总结与展望..... 220
 - 8.6.1 助听器配件和工艺..... 220
 - 8.6.2 助听器算法..... 221
 - 8.6.3 听力专家的辅助作用..... 225
- 8.7 本章小结..... 225
- 参考文献..... 226

第 9 章 助听器声场景分类算法..... 236

- 9.1 引言..... 236
- 9.2 与声场景识别有关的助听器模块..... 238
- 9.3 不同信号的特性..... 239
 - 9.3.1 周期性..... 239
 - 9.3.2 频谱包络..... 245
 - 9.3.3 统计评价..... 250
- 9.4 声场景分类的理论基础..... 251
 - 9.4.1 特征分析与提取..... 251
 - 9.4.2 分类器的设计..... 255
- 9.5 实验与分析..... 258
 - 9.5.1 实验设计..... 258
 - 9.5.2 实验结果与分析..... 259
- 9.6 本章小结..... 260
- 参考文献..... 260

第 10 章 展望	262
10.1 语音线索增强	262
10.2 助听器自验配技术	264
10.3 大数据与言语增强	264
10.4 基于深度学习的语音及听觉重建	265
参考文献	266



1.1 数字助听器研究的背景和意义

世界范围内，听损患者的听力康复问题都面临严峻的挑战^[1]。我国严重的老龄化现状使这一问题尤为突出。长时间听力障碍，不但会影响患者正常的交谈能力、理解能力和发音能力，而且会使病人孤独、暴躁，严重者还会出现心理障碍，甚至发展到老年痴呆，从而给家庭和社会带来负面影响^[2~4]。对于老年性耳聋这种渐进性感音神经性聋，佩戴助听器是现阶段最有效的听力康复手段^[5]。中华人民共和国科技部发布的《医疗器械科技产业“十二五”专项规划》明确指出：“在康复领域，应积极发展智能助行/助听/助视辅具，加快智能化、低成本的先进康复辅具的研发。”因此，通过面向听损患者的助听器核心算法的研究，推动智能高效价廉助听产品的发展和应用，对解决我国社会经济发展中的这项重大民生问题，有极为迫切的现实需求。

高性能的助听器需要进行烦琐的验配，而且在噪声环境下其性能严重下降^[6]。其主要原因在于，听损患者的听力损失具有明显的个人差异，不同的患者不同频带上的听损情况存在一定的差异。即使听力图（用来表征听力的生理状况）完全相同的两个听损患者，其认知能力的轻微偏差也会导致言语理

解度上的较大差异。传统助听器主要通过放大声信号补偿患者缺失的声波能量和频率成分，并依靠听力专家的验配经验和专业技能来调配算法参数，以尽可能达到最佳的工作状态。这种基于增益补偿理念设计的助听器采用的是普适化的设计方法，缺乏对患者深层次的个性信息和共性信息的挖掘，既不能通过全面评估患者的生理和心理状态来最优化算法性能，也不能横向利用不同患者的隐性联系来加速算法的寻优过程。而依靠听力专家来调配参数的本质是听力专家通过大量的知识学习和验配工作获得经验，并达到一定的专业水准。显然，这种完全依靠专家水平的验配方法低效，而且难以有效传承，具有很大的局限性。

在语言理解度、声音的自然度及患者体验的舒适度等方面，现有的助听器言语增强算法都无法满足听损患者的需求。现有的助听器系统是一个刚性非自愈系统，它既不能按照患者认知能力差异和统计规律进行各频段语音的自适应增强，也不能从患者自身评价出发，对验配过程进行自愈的参数优化。而人类听觉系统可以在已有知识帮助下，自适应补偿各种复杂环境下的输入语音损失，并可根据自身对输入语音的评价反馈，调节认知行为达到语言理解的目的。这为我们深入研究智能型助听器的核心算法提供了新思路和新策略。

1.2 数字助听器算法概述

1.2.1 多通道响度补偿算法

由于听损患者对声音的敏感程度随频率变化而变化，故数字助听器应针对不同频率区域的声音信号设计不同的增益，使最终输出信号为不同通道放大后的综合。多通道响度补偿算法^[7]的设计目标是与患者的听力损失相匹配，以提高患者的使用舒适性。

1.2.2 语音增强算法

提高听损患者在噪声环境下的言语理解度,是助听器设计的最具挑战性的任务之一^[8]。语音降噪算法能够提高信噪比,是提高患者理解度的重要方法。但是,现实中的噪声往往千变万化,有用语音和噪声可能在空间或时间上存在一定交叠,使得利用降噪算法提高噪声环境下听损患者的语音理解度存在很多困难。此外,对于助听器来说,风噪声也是常见的噪声,因此如何根据环境噪声的变化,自适应抑制非平稳噪声,是数字助听器需要研究的重要课题。

1.2.3 回波抑制算法

由于助听器麦克风与受话器的距离很小,受话器输出的声音往往会经过一定路径泄漏到麦克风中,在内部增益较大时形成回声,严重时还会引起啸叫,这是助听器设计中最严重的问题之一^[9]。在回波抑制算法中,自适应滤波算法是最常用且有效的算法。但是,由于语音信号本身是有色信号,而且期望信号与回声信号又是相关信号,使回声路径估计问题变得相当复杂。如何设计算法得到对回声路径的无偏估计,是当前数字助听器语音处理算法研究的难点。

1.2.4 降频算法

对于大多数听损患者来说,听力损失都是从高频开始的。但受助听器本身的限制,单纯的幅度放大并不能提高高频的感知能力。而高频辅音对语音理解度非常重要,为此有些学者提出降频助听算法。其基本原理是将高频信息转移或压缩至患者可听的低频段,然后经过语言训练,使患者重新建立语言感知习惯,进而达到理解语言的目的^[10]。如何在尽可能保持语音自然度的情况下实现降频,是目前需要重点研究的方向。

1.2.5 助听器方向性技术

由于噪声和语音可能具有相同的频谱特性,因此常规的语音降噪算法很

难对此进行区分。基于空间滤波器的方向性技术是改善该问题的另一个思路。其主要原理是通过声源定位与跟踪技术，针对目标声源设计空间滤波器，只增强目标声源。目前，研究的难点在于，如何在复杂的环境下有效定位声源位置，从而进行方向性增强^[11]。在一些简单应用中，某些固定方向型的阵列技术也有一定的应用前景。

1.2.6 声场景识别算法

助听器使用者所处的环境通常是不可预知的，复杂多变的环境会导致助听器的性能产生偏差。为了提高助听器的算法性能，助听器通常根据环境选择不同的参数^[12]。因此，助听器首先需要判断所处的环境，然后才能有效选择合适的参数，以便提高助听器的性能。考虑助听器的计算能力，通常其声场景的算法比较简单，能识别的场景也比较有限。如何在不显著增加计算量的情况下提高场景识别能力，是未来声场景识别算法的重要研究点。

1.2.7 其他算法

数字助听器中的软件算法还有很多^[13]，如辅音加重和情感识别等。相关研究人员可以参考相关文献^[14, 15]进行研究，这里不再详述。总之，数字助听器是面向特定应用的声学处理系统，其软件和硬件系统既有普通声学系统的共性，又有其自身独有的特点和难点。

1.3 国内外研究现状

国内外对于听损患者听力康复的研究由来已久，主要有药物、助听器^[16~18]、人工耳蜗及生物学四个方面。对于听损患者来说，佩戴助听器是现阶段最有效的听力康复手段^[5]。

针对目前助听器算法中的不足，本书研究主要围绕如何结合人工智能理论和仿生技术，将人类听觉感知能力融入助听器设计，从而提高听损患者的语音理解度的目标展开。为此，研究按照助听器语音增强技术、助听

器降频算法、助听器验配算法及认知与助听器设计四个方面梳理分析国内外研究现状。

1.3.1 助听器语音增强技术

目前,针对这一问题的助听器技术主要有两大类:方向性麦克风技术和降噪技术^[19]。方向性麦克风技术^[20]基于目标语音和干扰源在空间上的差异设计,保持目标声音方向更敏感,从而抑制其他方向的声音。但是,现实中噪声可能来自不同的方向,而且目标语音和干扰源的方位也会随着时间的变化而变化。目前的商用助听器中可以实现全方向麦克风和方向性麦克风间的切换,只有当评估的信噪比低于给定门限时,方向性麦克风才开始工作。与方向性麦克风技术的原理相似,降噪技术^[21]是主要利用目标语音和干扰源的时频差异对噪声进行抑制。当干扰声源相对静止时(谱内容变换缓慢),噪声抑制算法性能较好。但是,在现实情况中,声源通常是不可预测的,甚至是与目标语音近似的。因此,上述两种技术有时并不能改善语音理解度,只能减轻噪声带来的疲劳和烦躁。对于具有正常听力和认知能力的人类来说,这种听觉环境不存在任何问题。模拟人类听觉系统处理声音的能力为助听器技术发展提供了新的思路。目前在助听器设计中,人耳听觉的仿生主要是对听觉外周或听觉中枢的模拟^[22]。

1.3.2 助听器降频算法

降频算法是改善高频听力损失的主要助听器技术。在国外,降频助听技术研究的较早,并形成四类主要方法,即声码器、慢速回放、频率转移和频率压缩^[10]。声码器是最早的降频技术,但是生成的降频信号屏蔽了一些重要的低频信息,所以并没体现出显著的高频性能改善。最早的商业助听技术是慢速回放,其原理是以比采样速度慢的速率来播放音频信号。该技术可以保留频率成分的比例关系,但是信号在时间轴上拉伸,会造成输入输出间的不同步,引起失真。频率转移技术的原理是将高频信息转移到低频部分,并与原来低频信号相加^[23]。该技术能较好地保留谐波频率间的比例关系,但是由于频率成分间存在交叠,会屏蔽有用的低频信息。与其他技术相比,比较直接的降频技术是以固定因子降低所有频率成分,称为线性压缩技术。研究显