

教育部高等学校生物医学工程类专业教学指导委员会规划教材
康复科学与技术系列

视听觉功能康复工程

—— 辅助与替代技术

主 编：柴新禹

副主编：查定军 周传清 梁 平 李 恒

参 编：（以姓氏笔画为序）

仁寸寸 林 颖 郑海华

電子工業出版社

Publishing House of Electronics Industry

北京 • BEIJING

内 容 简 介

“视听觉功能康复工程”可以作为生物医学工程专业本科生和研究生的专业基础课,旨在使学生了解听觉与视觉康复领域的相关技术及其发展现状,提高学生医学与工程技术相结合的交叉科学研究能力,培养具有较强学习能力与创新能力的复合型人才。本书围绕听觉与视觉的功能康复,共 12 章,分为三大部分。第一部分介绍声学 and 光学的物理基础。第二部分为听觉的辅助与替代,首先介绍听觉生理基础和临床常用的听觉诊断技术,而后按照听觉传导通路的顺序介绍助听器、人工中耳和人工耳蜗的原理及临床应用。第三部分为视觉的辅助与替代,首先介绍视觉生理基础和临床常用的视觉诊疗技术,而后按照视觉传导通路的顺序介绍低视力助视器、人工晶体和视网膜假体的原理及临床应用。

本书适合作为高等院校生物医学工程专业高年级本科生或研究生相关课程的教材或教学参考书,也可供有关教师、临床医师或科技人员参考。

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

视听觉功能康复工程:辅助与替代技术 / 柴新禹主编. —北京:电子工业出版社, 2022.1

ISBN 978-7-121-40350-7

I. ①视… II. ①柴… III. ①视觉功能—康复医学—医学工程—高等学校—教材

②听觉—康复医学—医学工程—高等学校—教材 IV. ①R774.09②R764.09

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2020)第 264401 号

责任编辑:张小乐

印 刷:

装 订:

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: 787×1 092 1/16 印张: 18 字数: 461 千字

版 次: 2022 年 1 月第 1 版

印 次: 2022 年 1 月第 1 次印刷

定 价: 69.00 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) 88254462, zhxl@phei.com.cn。

“康复科学与技术”系列教材

顾 问

戴尅戎 励建安 卢秉恒 万遂人 张济川 金德闻 吴祈耀 季林红
张晓玉 詹益坤 丁 丹 程欣仪 王人成 明 东 方 新 栾国明
张 明 王 健 蓝 宁

编审委员会

主任委员：王 珏

副主任委员：黄东锋 尧德中 李光林

委员（以姓氏笔画为序）：

王贵学 王 晶 兰 陟 刘 天 刘汉军 闫 丽
李小俚 李 乐 李延海 李 津 李路明 杨瑞华
张建保 张颖如 陈龙伟 陈 翔 郑 杨 赵文汝
郝宏伟 胡春华 侯文生 姚 杰 柴新禹 徐礼胜
徐光华 徐 进 徐颂华 郭 燕 黄子罡 梁 平
喻洪流 曾庆诚 谢亚钢 樊瑜波 燕 楠

序 一

21 世纪最令人关注的领域之一就是健康。健康水平已经成为一个国家兴盛的标志，也是大健康产业发展的原动力。新的健康概念是指人与环境和谐统一的状态，即《黄帝内经》所说的“天人合一”。人和环境的不和谐就是功能障碍（失能），即非健康状态。失能是我们每个人或迟或早、或长或短都要经历的生存状态。影响健康的因素不仅是疾病、外伤、先天畸形、心理等病理因素，也包括衰老、妊娠/分娩、发育问题等生理因素，此外还受外因和内因的影响。外因主要包括医疗服务、硬件和环境、社会态度和习俗、政策等因素；内因主要有年龄、性别、人种、主观能动性。健康的维度包括运动（行动）能力、生活自理能力、言语/吞咽能力、大小便处理能力、清洁自身能力、社会交往能力、工作能力、学习能力等。康复针对所有的失能及其关联因素，促使失能者功能改善和提升至最高可能的水平。康复与每个人都息息相关。

康复的路径包括功能改善（康复训练和治疗）、代偿（矫形器和辅助器具）、替代（假肢、轮椅、电动车等）和环境改造（无障碍设施、政策、习俗和态度等）。康复工程技术是所有康复路径的重要基础之一。随着 21 世纪的科技进步，许多新康复技术不断涌现，如神经调控技术、虚拟情景技术、康复机器人技术等。这些新技术丰富了康复医疗的内涵，逐步凸显其特殊的临床价值。

信息与 5G 提供的高速信息通路结合，可以克服过去远程医疗装置可视可说不可动和信息时延长的弊端，使得远程功能评估、诊断（体检、超声等）、注射治疗（封闭、神经阻滞、穴位注射等）、手法（推拿、按摩、针灸等）、理疗、康复训练和指导等康复医疗可以有效进行。

以可穿戴式生理信息和设备信息采集、5G 传输、云平台、大数据和人工智能分析为特征的智慧康复机器人，可以实现医院-家庭/个人的无缝连接，促使居家康复和机构康复有机地整合，实现康复功能评定-方案制定-任务分配-疗效评定-方案再调整的自动反馈闭环。

21 世纪是以健康与生命科学为中心的时代。健康是科技革命和社会发展最强大的推动力。康复工程技术作为人类大健康产业最重要的技术之一，无疑将为医学（包括预防医学、临床医学和康复医学）提供创新性的手段和路径，使得过去不可见的成为可见，不可能的成为可能。也将为医学体制改革、医学模式的更新和人类健康寿命的延长提供强劲的动力。

“康复科学与技术”系列教材是康复工程方向的基础教材，对于推动康复工程专业技术人员的教育将起着不可低估的作用，对于康复医学和临床医学领域的专业技术人员也有重要的参考价值。



美国国家医学院国际院士
南京医科大学第一附属医院康复医学中心主任

电子工业出版社版权所有
盗版必究

序 二

康复科学与技术是一个年青而又充满生机的新兴学科。它以人为本,从系统工程的角度,探讨促使功能障碍者身心全面康复、回归社会的路径,以及所需要的知识。康复科学与技术又是一个跨学科的综合研究领域。它涉及康复辅具的设计、制造和适配服务,因而也涉及工程、材料、环境、心理和社会等多个方面的理论、技术和方法。“康复科学与技术”系列教材也是应此需求而设计的。它参考康复领域一流大学“康复科学与技术”专业的课程体系设置,结合当今国际康复领域科技发展状况和国情,吸取了近 20 年国内高等院校在开设康复工程专业教学中的经验和领悟,精选出了一系列教材。

编写“康复科学与技术”系列教材是一项艰苦而细致的工作。它需要传播国际康复科学与技术领域的新理念、新技术和新方法,又需要凝练出国内康复科学与技术发展的体系,以及领域内科研和教学中的精髓、知识点和经验。该系列教材由我国康复工程领域著名学者领衔,在全国范围内遴选了主编、副主编和编委会成员。我相信,通过康复领域专家们的协同努力,一定会为以康复工程为主导的专业体系编写出高质量、系统性的教材。它不仅为高等院校生物医学工程专业、康复科学与技术专业、康复医学工程专业和精密仪器专业的本科生、研究生提供教材和教学参考书,也可作为医科大学康复医学与理疗学专业的教师、研究生及临床科研人员、理疗师、作业治疗师的教学或临床研究参考书;此外,还可作为广大从事康复工程和辅助技术设计等专业技术人员的参考工具书。

我期望有志于在康复科学与技术领域有所作为的同志,通过阅读该系列教材,吸收精华,促进我国以康复工程师与康复医生密切合作为基础的康复服务业的发展,促进康复科学与技术多学科交叉知识、技能的传播和实践。同时,充分思考康复工程,乃至康复科学与技术领域未来的发展方向,共同推进我国康复事业的进步。



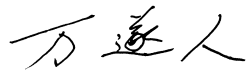
中国工程院院士
西安交通大学

序 三

康复科学与技术是生物医学工程领域的重要组成部分。“康复”概念的提出比“生物医学工程”概念的提出还要早。康复科学与技术是系统地应用工程学的方法去设计、开发、调整、测试、评估和应用技术方案，解决失能或残疾人所面临的问题，帮助这些人最大限度地开发潜能，尽可能地恢复其独立生活、学习、工作、回归社会、参与社会的能力。康复科学与技术需要康复医学基础、机电一体化、生物力学、人体工程学、运动学、神经科学、心理学、仿生学、计算机科学与技术、大数据、人工智能、传感技术等相关领域的知识，需要康复医学与工程技术相结合的基本技能，需要在临床康复科学与技术领域从事现代康复器械、康复辅具、功能训练器等的设计和临床应用与管理的专门人才。为此，教育部高等学校生物医学工程类专业教学指导委员会（下简称“教指委”）与电子工业出版社经过深入调研，精心设计，成立了“教育部生物医学工程类专业教学指导委员会规划教材”编审委员会，启动了规划教材建设项目。项目汇集了一批兼具丰富教学和科研经验的专家学者，经深入研讨，规划出版符合《生物医学工程类专业教学质量国家标准》的系列教材。其中，“康复科学与技术”系列教材较全面地覆盖了康复科学与技术的各个方面。这套系列教材的出版，将满足康复科学与技术专业人才培养的迫切需要，推动我国康复事业的发展。

教指委和规划教材编审委员会感谢各位专家给予的支持和帮助！感谢所有参与编审的学者！希望这套系列教材能让学生热爱康复科学与技术，并扎根于此，做出贡献。

希望读者能对这套教材的不足之处提出宝贵意见和建议，以便再版时更正。



教育部生物医学工程类专业教学指导委员会规划教材编审委员会主任委员
东南大学

前 言

感觉器官是人类认知世界的重要途径, 90%以上的外界信息来源于视觉与听觉。视力和听力受损会严重影响患者的生活质量, 给社会及其家庭带来负担。据世界卫生组织的最新报道, 截至 2017 年 2 月, 全球约有 5% 的人口, 即 3.6 亿人患有残疾性听力损伤 (其中 3.28 亿成年人, 3200 万儿童); 截至 2019 年 10 月, 全球约有 22 亿人视力受损。听觉与视觉的辅助与替代技术, 如助听器、人工中耳、人工耳蜗、助视器、人工晶状体和视网膜假体等, 能够帮助患者恢复部分听视觉功能, 提高患者的生活质量, 使其具备独立生活和参与社会活动的的能力。

“视听觉功能康复工程”可作为生物医学工程专业本科生和研究生的专业基础课, 其目的是培养学生: (1) 基本掌握听觉与视觉康复工程领域的相关技术及了解他们的发展现状, (2) 利用这些康复技术, 帮助视听觉损伤患者解决临床和生活中的遇到的实际问题, 提高医学与工程技术相结合的交叉科学研究能力。为了编写本教材, 编者在多年讲授相关课程教案的基础上, 又进行了广泛的资料收集和文献调研, 并参考借鉴了国内外出版的多本优秀著作和教材, 以及最新的研究文章。本书内容涉及生物医学、神经科学、物理学、计算机信息科学、微电子学等多学科交叉, 适合作为高等院校生物医学工程专业高年级本科或研究生相关课程的教材或教学参考书, 也可供有关教师、临床医师或科技人员参考。

本书围绕听觉与视觉的功能康复, 共 12 章, 分为三大部分。第一部分介绍声学 and 光学的物理基础。第二部分为听觉的辅助与替代, 首先介绍听觉生理基础和临床常用的听觉诊断技术, 而后按照听觉传导通路的顺序介绍助听器、人工中耳和人工耳蜗的原理及临床应用。第三部分为视觉的辅助与替代, 首先介绍视觉生理基础和临床常用的视觉诊疗技术, 而后按照视觉传导通路的顺序介绍低视力助视器、人工晶体和视网膜假体的原理及临床应用。其中已对物理基础和生理基础熟练掌握的读者可以跳过相应部分。每章末附有思考题, 供读者练习选用。

本教材由国内从事生物医学工程及临床医学相关研究并具有丰富教学经验的专家学者多次集体讨论后分工编写而成。具体编写分工如下: 柴新禹教授编写第 1 章和第 3 章, 周传清研究员编写第 2 章和第 9 章, 柴新禹教授、查定军教授编写第 4 章至第 7 章, 李恒博士、柴新禹教授编写第 8 章和第 12 章, 梁平教授编写第 10 章, 郑海华教授编写第 11 章。全书由柴新禹教授统稿。

感谢上海交通大学生物医学工程学院和电子工业出版社的大力支持和资助。在此, 对参与本教材编写的专家、学者们表示衷心的感谢。此外, 特别感谢博士、硕士研究生孙鹏程、苏小帆、郭佳卉、芦卓凡、梁俊玲、纪晓勇、黎铮艺等为本书的编写提供的资料搜集、图片绘制和书稿校对帮助。由于视听觉功能康复工程是一门仍在不断发展更新的学科, 多种多样的方法理论和技术不断涌现。再加之编著者知识水平及时间有限, 书中难免存在一些歧义和不足, 恳请读者批评指正。

柴新禹

目 录

第1章 声学基础	1	3.1.4 听觉中枢	42
1.1 声波的产生与传播	1	3.2 听觉通路的信息处理机制	44
1.1.1 声波的产生	1	3.2.1 耳的信息处理机制	44
1.1.2 声波的传播	3	3.2.2 听觉中枢的信息处理机制	49
1.1.3 声波的特性	5	3.3 听力损失	51
1.2 声音的特性	9	3.3.1 听力损失分类及原因	52
1.3 语音信号	10	3.3.2 听力损失分级	52
1.4 听力测试中常用的声学信号	12	本章小结	53
1.4.1 测听信号	12	习题	54
1.4.2 噪声	13	第4章 听觉检查与诊断技术	55
1.5 超声波基础	14	4.1 纯音听阈测试	55
1.5.1 超声波的特性	15	4.1.1 听阈概述	55
1.5.2 多普勒效应	15	4.1.2 听力计	56
1.5.3 超声波的生物效应	17	4.1.3 纯音听阈检测	57
本章小结	19	4.1.4 测试结果分析	59
习题	19	4.2 声导抗测试	63
第2章 光学基础	20	4.2.1 声导抗概述	63
2.1 光波与光线	20	4.2.2 中耳声导抗测试仪	63
2.2 几何光学基础	21	4.2.3 声导抗测听原理	64
2.2.1 几何光学基本定律	21	4.2.4 声导抗的临床应用	65
2.2.2 光学系统的成像与光路计算	22	4.3 听觉诱发电位检测	68
2.2.3 人眼屈光系统	24	4.3.1 听觉诱发电位概述	68
2.2.4 目视光学仪器	26	4.3.2 耳蜗电图及其临床应用	69
2.2.5 光度学与色度学基本概念	28	4.3.4 听性脑干反应及其临床应用	71
2.3 物理光学基础	29	4.4 耳声发射检测	73
2.3.1 光的干涉	29	4.4.1 耳声发射概述	73
2.3.2 光的衍射	31	4.4.2 耳声发射产生机制的假说及意义	73
2.3.3 光的偏振	33	4.4.3 耳声发射的分类	74
本章小结	35	4.4.4 耳声发射测试仪	76
习题	35	4.4.5 耳声发射的临床应用	77
第3章 听觉的形成	36	本章小结	78
3.1 听觉通路的解剖及生理基础	36	习题	79
3.1.1 外耳	37	第5章 助听器	80
3.1.2 中耳	38	5.1 助听器的发展历史	80
3.1.3 内耳	40		

5.1.1	原始集声助听器	80	6.4	压电式人工中耳	119
5.1.2	碳精助听器	81	6.4.1	压电式人工中耳的结构及 工作原理	119
5.1.3	真空电子管助听器	81	6.4.2	压电式人工中耳适应证	120
5.1.4	晶体管和集成电路助听器	82	6.4.3	压电式人工中耳的特点	120
5.1.5	数字和可编程助听器	82	6.5	人工中耳的植入特性	120
5.2	数字助听器的基本结构及工作原理	82	6.6	骨导植入式助听装置的临床应用	122
5.2.1	麦克风	83	6.6.1	适应证及被试筛选	122
5.2.2	模拟信号处理模块	84	6.6.2	植入术前评估与术后调机	122
5.2.3	数字信号处理模块	86	6.6.3	临床效果	123
5.2.4	受话器	87	6.7	人工中耳的临床应用	124
5.2.5	电池	87	6.7.1	适应证及被试筛选	124
5.2.6	配件	87	6.7.2	植入术前评估	124
5.3	助听器的类型	88	6.7.3	临床效果	125
5.3.1	气导助听器	88	本章小结	125	
5.3.2	骨导助听器	90	习题	125	
5.4	助听器的信号处理技术	91	第7章 人工耳蜗	126	
5.4.1	模拟助听器技术	91	7.1	人工耳蜗概述	126
5.4.2	数字助听器技术	91	7.1.1	人工耳蜗的生理学基础	126
5.4.3	助听器语音降噪技术	92	7.1.2	人工耳蜗的发展历史	127
5.4.4	助听器响度补偿技术	97	7.2	人工耳蜗的基本结构及工作原理	127
5.4.5	助听器移频技术	100	7.2.1	麦克风	128
5.4.6	助听器回声消除技术	101	7.2.2	言语处理器	128
5.4.7	助听器声源定位技术	103	7.2.3	数据和能量传输	130
5.4.8	方向性麦克风技术	104	7.2.4	微电流刺激芯片	132
5.5	助听器的临床应用	106	7.2.5	电极阵列	133
5.5.1	助听器的处方公式	106	7.3	人工耳蜗的语音处理策略	135
5.5.2	助听器的选配	109	7.3.1	语音处理策略基础	135
本章小结	111		7.3.2	语音处理策略分类	137
习题	111		7.3.3	基于特征提取的语音处理策略	137
第6章 人工中耳	112		7.3.4	基于滤波器组的语音处理策略	140
6.1	骨导植入式助听器	112	7.3.5	其他语音处理策略	147
6.2	人工中耳概述	114	7.4	人工耳蜗的虚拟通道技术	147
6.3	电磁式人工中耳	115	7.4.1	虚拟通道的发展历史	148
6.3.1	早期电磁式人工中耳的结构 及工作原理	115	7.4.2	虚拟通道技术的产生方式	149
6.3.2	半植入电磁式人工中耳的结构 及工作原理	116	7.4.3	基于虚拟通道技术的语音 处理策略	150
6.3.3	电磁式人工中耳的适应证	117	7.5	人工耳蜗的临床应用	150
6.3.4	电磁式人工中耳的特点	118	7.5.1	人工耳蜗的适应证	150

7.5.2 耳蜗植入的评估和筛选	151	9.7.1 超声成像技术基础	202
7.5.3 耳蜗植入手术	152	9.7.2 眼科 A 型超声诊断仪	204
本章小结	154	9.7.3 眼科 B 型超声诊断仪	204
习题	154	9.7.4 眼科超声显微镜	205
第 8 章 视觉的形成	155	9.8 视觉电生理检测	206
8.1 视觉形成的解剖学基础	155	9.8.1 视网膜电图	206
8.1.1 眼的结构	155	9.8.2 视觉诱发电位	209
8.1.2 外膝体的结构	161	9.8.3 眼电图	211
8.1.3 视觉皮层的结构	162	9.8.4 多焦视觉电生理诊断技术 及其临床应用	212
8.2 视觉形成的生理学基础	163	本章小结	214
8.2.1 眼的光学成像	163	习题	214
8.2.2 视网膜的信息处理	163	第 10 章 视觉障碍与辅助器具	215
8.2.3 视觉皮层的细胞响应特性及 功能构筑	167	10.1 视力残疾的概念	215
本章小结	172	10.1.1 视力残疾的定义	215
习题	172	10.1.2 视力残疾的分类分级	215
第 9 章 视觉检查与诊断技术	173	10.1.3 视觉障碍的原因和表现	216
9.1 角膜形态检测	173	10.2 视障康复的目标与路径	220
9.1.1 角膜形态检测概述	173	10.2.1 视障康复的对象与目标	220
9.1.2 角膜形态检测的方法与原理	174	10.2.2 视觉辅助与替代的路径	220
9.2 眼生物参数检测	177	10.3 视觉康复辅助器具	223
9.3 眼屈光状态检测	179	10.3.1 视觉补偿性辅助器具 (助视器)	223
9.3.1 眼屈光状态及其检测方法	179	10.3.2 视觉代偿性辅助器具	227
9.3.2 验光仪	180	10.3.3 混合性辅助器具	228
9.4 眼底检查技术	182	本章小结	230
9.4.1 检眼镜	182	习题	230
9.4.2 眼底摄影技术	185	第 11 章 人工晶状体	231
9.4.3 激光扫描检眼镜	189	11.1 晶状体的生理学基础	231
9.4.4 光学相干层析成像技术	191	11.1.1 晶状体的解剖结构	231
9.5 视野检测	196	11.1.2 晶状体的生理特点	232
9.5.1 视野检测的原理和方法	196	11.2 白内障摘除与人工晶状体植入	232
9.5.2 视野计的构成与种类	198	11.2.1 白内障概述	232
9.5.3 视野检测条件及影响因素	198	11.2.2 人工晶状体植入	234
9.5.4 视野计检测结果分析	199	11.3 屈光性晶状体置换术	237
9.6 眼压测量	199	11.3.1 概述	237
9.6.1 眼压测量原理	200	11.3.2 屈光性晶状体置换术适应证 和禁忌证	237
9.6.2 眼压计的种类	200	11.3.3 屈光性晶状体置换术手术	
9.6.3 影响眼压的因素	202		
9.7 眼科超声检测	202		

方法·····	237	12.5 脉络膜上腔假体·····	256
11.4 有晶状体眼人工晶状体植入·····	238	12.6 当前视网膜假体及其临床植入效果*···	256
11.4.1 概述·····	238	12.6.1 视网膜上假体及其临床效果···	256
11.4.2 有晶状体眼人工晶状体的 分类·····	239	12.6.2 视网膜下假体及其临床效果···	260
11.4.3 有晶状体眼人工晶状体的 临床应用·····	239	12.6.3 脉络膜上腔假体及其临床 效果·····	263
本章小结·····	240	12.7 视网膜假体临床应用中的挑战*·····	265
习题·····	240	12.7.1 视敏度·····	265
第 12 章 视网膜假体 ·····	241	12.7.2 视野·····	266
12.1 视网膜假体概述·····	241	12.8 假体视觉感受和图像处理策略·····	267
12.1.1 视觉残疾·····	241	12.8.1 植入者的假体视觉感受·····	267
12.1.2 不可治愈的视网膜退行性致 盲疾病·····	241	12.8.2 视网膜假体系统中的图像 处理策略·····	268
12.1.3 视网膜假体的历史·····	242	12.9 其他研究中的视网膜假体*·····	269
12.2 视网膜假体的分类·····	244	12.9.1 光基因视网膜假体·····	269
12.3 视网膜上假体·····	245	12.9.2 光伏视网膜假体·····	269
12.3.1 图像采集与视频处理单元·····	245	12.9.3 超声视网膜假体·····	271
12.3.2 能量与数据无线传输·····	246	12.9.4 光热视网膜假体·····	271
12.3.3 微电流刺激芯片·····	247	12.9.5 有机视网膜假体·····	271
12.3.4 微电极阵列·····	249	本章小结·····	272
12.4 视网膜下假体·····	255	习题·····	272
		参考文献·····	273

第1章 声学基础

声学是研究声波的产生、传播、接收、特征和利用等问题的物理学分支。声学特性的研究对于听觉产生机理、听觉系统诊断技术及听力辅助与替代技术的研究十分重要。本章主要介绍声学的基础知识，包括：声波产生与传播的基本规律，人耳可听的声音的基本特性，听力测试中常用的声学信号。最后介绍超声特性及超声生物效应等相关知识，为后续听觉康复技术与设备的介绍提供基础。

1.1 声波的产生与传播

1.1.1 声波的产生

声是由物体振动产生的。发声体（声源）产生的振动通过弹性介质（气体、液体或固体）以声波的形式传播。声源的振动首先会带动与之相邻的弹性介质中的质点，在其平衡位置附近振动，然后进一步引发与之相接触的质点振动，从而形成传递振动的声波。声波是一种机械波，在传播过程中，介质中的粒子不会随声波一起传播，其平均位置不会改变，声波的传播实质上是能量在介质中的传递，其传播的空间称为声场。

振动的物体需要具有质量和弹性。最简单的一类振动是质点的自由振动，其物理模型如图 1-1 所示，一个质量为 M_m 的坚硬物体（可看作质点）系于弹性系数（或劲度系数）为 K_m 的理想弹簧上，构成一个单振子系统。

假定无外力扰动时，物体重力与弹簧弹力相平衡，系统相对静止。取质点 M_m 静止位置（平衡位置）为坐标原点，若某一时刻突然有一外力在竖直方向拉动（或推动）质点，使弹簧产生伸长（或压缩），随即释放，之后质点在弹簧弹力的作用下，在平衡位置附近做往复运动，也称为质点做自由振动。假设质点 M_m 被拉离平衡位置的位移很小，弹簧的伸缩未超出弹性范围，根据胡克定律，弹力与位移成正比，即

$$F_k = -K_m \xi \quad (1-1)$$

式中， F_k 是弹簧弹力； K_m 是弹簧劲度系数； ξ 是质点离开平衡位置的位移。由牛顿第二定律，可得

$$M_m \frac{d^2 \xi}{dt^2} = -K_m \xi \quad (1-2)$$

式中， M_m 是质点质量。引入 $\omega_0^2 = K_m / M_m$ ，则式（1-2）可改写为

$$\frac{d^2 \xi}{dt^2} + \omega_0^2 \xi = 0 \quad (1-3)$$

式中， ω_0 是质点振动的角频率。式（1-3）为质点的自由振动方程，通过对该式求解，可得

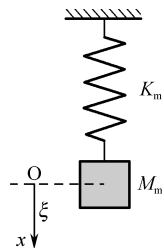


图 1-1 质点自由振动模型

$$\xi = \xi_a \cos(\omega_0 t - \varphi_0) \quad (1-4)$$

式中, ξ_a 是位移振幅, 即 ξ 的最大值; φ_0 是振动起始时刻的初始相位, 若初始为平衡位置则为 0。从式 (1-4) 可看出, 位移 ξ 随时间 t 的变化规律呈余弦形式, 这种振动形式称为简谐振动。简谐振动的频率公式为

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{K_m}{M_m}} \quad (1-5)$$

式中, f_0 是振动频率, 即质点在 1 s 内可以完成振动的次数, 该值与质点振动一次所需的时间 (周期 T) 成反比。式 (1-5) 表明, 质点做自由振动时, 其振动频率仅与系统的固有参量有关, 而与初始条件无关, 即只要系统的质量与劲度系数一定, 则其振动频率一定, 与初始位移、速度无关。因此, 该频率称为系统的固有频率。同时, 该式也表明, 对于一个质点振动系统, 质量 M_m 越大, 劲度系数 K_m 越小, 则固有频率越低; 反之, M_m 越小, K_m 越大, 则固有频率越高。以音叉振动为例, 长而细的音叉质量小、劲度系数大, 敲击时振动频率高; 短而粗的音叉质量大、劲度系数小, 敲击时振动频率低。

自由振动是一种理想的振动形式, 其忽略了阻尼现象, 认为振动的能量是保持恒定、永不消失的。现实生活中, 任何实际系统在振动时都会出现能量衰减的过程, 即系统在振动时始终会受到一种阻尼力 (简称阻力) 的作用, 使得振动物体与介质产生粘滞摩擦 (或自身内摩擦), 将振动能量转化为热能, 或向周围介质辐射声波, 将能量转化为声能, 使得系统产生能量损耗。在质点自由振动模型的基础上, 假设其振动过程中有一与速度成线性关系的阻力 F_R , 即

$$F_R = -R_m \frac{d\xi}{dt} \quad (1-6)$$

式中, R_m 是阻力系数。则自由振动方程式 (1-3) 可改写成

$$\frac{d^2\xi}{dt^2} + 2\delta \frac{d\xi}{dt} + \omega_0^2 \xi = 0 \quad (1-7)$$

式中, $\delta = R_m / (2M_m)$ 是衰减系数。式 (1-7) 称为质点的衰减振动方程。同理, 解该方程得

$$\xi = \xi_0 e^{-\delta t} \cos(\omega'_0 t - \varphi_0) \quad (1-8)$$

式中, $\xi_0 e^{-\delta t}$ 是振幅, 随时间不断衰减, 衰减系数越大, 振幅衰减越快; $\omega'_0 = \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2}$ 是系统的固有频率, 其具体值小于非阻尼振动的固有频率。

阻尼振动中, 振动系统振幅由于阻力的存在不断减小, 要保持其振动的持续, 需要不断从外部获得能量, 这种受外部持续作用而产生的振动称为强迫振动。质点强迫振动的特性与外部作用力的特性相关, 设作用于系统的外力为

$$F_F = F_a \cos(\omega t) \quad (1-9)$$

式中, F_a 是外力幅值; ω 是外力角频率。将此力加到质点衰减振动系统, 则振动方程为

$$M_m \frac{d^2\xi}{dt^2} + R_m \frac{d\xi}{dt} + K_m \xi = F_a \cos(\omega t) \quad (1-10)$$

该方程称为质点的强迫振动方程。解该方程得位移振幅 ξ_a 满足

$$\xi_a = \frac{F_a}{\omega \sqrt{R_m^2 + \left(\omega M_m - \frac{K_m}{\omega} \right)^2}} \quad (1-11)$$

引入 $Q_m = \omega M_m / R_m$ ，称为力学品质因数；设 $\xi_{a0} = F_a / K_m$ ，为 $\omega = 0$ 时的位移振幅（静态位移振幅）；并引入 $z = \omega / \omega_0 = f / f_0$ ，即外力频率与固有频率的比值，于是可得位移振幅比值 A 满足

$$A = \frac{\xi_a}{\xi_{a0}} = \frac{Q_m}{\omega \sqrt{z^2 + (z^2 - 1)^2 Q_m^2}} \quad (1-12)$$

由式 (1-12)，当 $Q_m > 1/\sqrt{2}$ 时， $z = z_r$ 位置会出现峰值，在此频率下，质点位移可能大大超过静态位移，这一现象称为系统的位移共振，出现峰值时的频率称为位移共振频率。当 $Q_m < 1/\sqrt{2}$ 时，系统不会发生共振，位移振幅随频率升高单调下降；当 $Q_m > 1/\sqrt{2}$ 时，共振频率可表示为

$$f_r = f_0 \sqrt{1 - \frac{1}{2Q_m^2}} \quad \left(Q_m > \frac{1}{\sqrt{2}} \right) \quad (1-13)$$

式中， f_0 是系统的固有频率。故可知，系统位移共振频率与固有频率并不相等，只有当 Q_m 很大时，两者才近似相等。

以上介绍了几种简单的质点振动模型，实际中声源的形状、振动方式可能更加复杂，但可将其简化为上述模型的组合，或采用类似的分析方法研究声源的振动特性。

1.1.2 声波的传播

声源产生振动后，带动其周围介质中的粒子振动，使声波得以在介质中传播。声波在传播过程中遵循惠更斯定理，波源产生的振动在介质中传播，经相同时间所到达的各点共同组成波阵面，简称波面。同一波面中各点振动相位相同，故波面也称为等相面。波面有无穷多个，波面中处在最前面的波面称为波前；与波面垂直的线称为波线。介质中波动传播到的各点都可以视为发射子波的波源，子波的波速与频率与其波源相同，此后任意时刻，这些子波的波面包络组成新的波阵面，介质中任意一处的波动状态由各处波动共同决定。

根据声波传播过程中波面的形状，可将声波划分为平面波、柱面波和球面波（见图 1-2）。平面波的波阵面为一个平面，其传播过程中，振幅不随传播距离变化（假设没有能量衰减）；柱面波的波阵面为圆柱面，其声源可视为线声源，其传播时振幅与传播距离的平方根成反比；球面波的波阵面呈球形，若声源尺寸远小于辐射声波的波长，则可近似认为声源为点声源，其传播时振幅与传播距离成反比。对于一个有限大的平面声源，近场可视为平面波，远场可近似为球面波。

根据质点振动方向与波传播方向的关系，可将波划分为纵波和横波两类（见图 1-3）：若质点振动方向与波动传播方向平行或一致，则称为纵波；若质点振动方向与波传播方向垂直，则称为横波。声波可以通过空气、水和固体等介质作为纵波传播，也可以在固体中作为横波传播。纵向声波也称为压缩波，其传播时会导致介质中质点沿传播方向振动，从而引起局部介质的密度呈疏密相间的交替变化；而横波是质点振动方向与传播方向成直角的交变剪切应力波。由于气体和液体（统称为流体）不能承受剪切力，故声波在流体中传播时不可能为横

波；而固体既可以承受压力，也可以承受剪切应力，故在固体中同时存在横波和纵波两种传播方式，如地震波（次声波）。

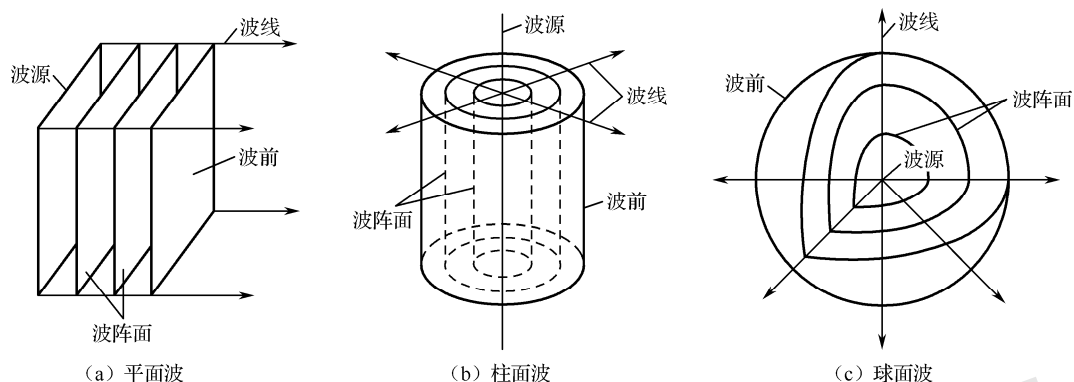


图 1-2 不同类型的波阵面比较

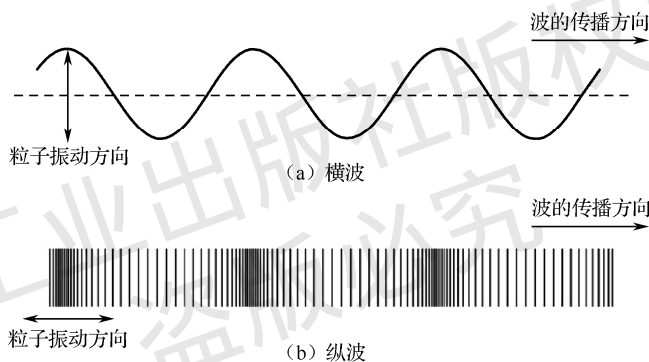


图 1-3 横波与纵波的比较

声波在介质中的传播规律可通过数学形式来表述，满足基本的波动方程。为简化表述，这里以一维平面声压的波动方程为例进行介绍。假定与纵波相比，介质中传播的横波可以忽略不计，声强不太大，声波传播过程中介质密度变化不太大，且声波传播过程中无热量交换（绝热过程），不考虑介质吸收引起的衰减，在以上前提下，一维平面波声压的波动方程为

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (1-14)$$

式中， p 是声压； t 是时间； x 是一维空间坐标； c 是声速。对于该平面波，波动方程的特解为

$$p = A_1 e^{j(\omega t - kx)} + A_2 e^{j(\omega t + kx)} \quad (1-15)$$

式中，参数关系如下：

$$\lambda = \frac{2\pi}{k} = \frac{c}{f} \quad (1-16)$$

式中， λ 是声波的波长； c 是声速； f 是声波的频率。对于球面波及柱面波，其波动方程形式稍复杂，在此处不予列出。

声波的传播需要具有质量和弹性的介质。真空中没有任何弹性介质，故声波无法传播。

声波在介质中的传播速度称为声速，其单位为米·秒⁻¹ (m·s⁻¹)。声速在不同的介质中有所不同，介质分子密度越高，内耗特性越小，声速越快；反之，介质分子密度越低，声速越慢。声波在固体中传播速度较快，液体中次之，空气中最慢。由于介质分子运动的活跃程度与温度相关，故声速的大小也随温度改变而改变，空气中声速 c 与温度 t 的关系可表示为

$$c = c_0 \sqrt{1 + \frac{t}{273}} \quad (1-17)$$

式中， c_0 是声波在 0℃ 空气中的传播速度，其大小约为 331 m·s⁻¹； t 是空气的温度 (℃)。当 t 远小于 273℃ 时，式 (1-17) 可近似化简为

$$c = c_0 + 0.6t \quad (1-18)$$

由式 (1-18) 可知，环境温度每变化 10℃，声速会相应地改变 6 m·s⁻¹。在 20℃ 的空气中，声速约为 343 m·s⁻¹，人的外耳道中声速大致如此。在 0℃ 时，声波在水中的传播速度约为 1402 m·s⁻¹，在肌肉中的传播速度约为 1580 m·s⁻¹，在骨骼中的传播速度约为 3370 m·s⁻¹。

1.1.3 声波的特性

自然界中的声音通常比较复杂，产生振动的声源不一定是简单的质点，传播声波的介质也不是绝对均匀的，故在描述声波时，通常采用简化的正弦波来描述声波的基本特性，包括振幅、周期、波长、频率、相位等。

声波的振幅表示声波传播过程中，质点离开平衡位置的距离，反映声波携带能量的多少。声波振幅的大小与声源振动的强弱有关，以声波在空气中传播为例，声源振动越剧烈，其带动空气分子产生的振动也就越剧烈，振幅越大。

声波的频率是指单位时间内，传播声波的介质中质点振动的次数，以赫兹 (Hz) 为单位。声源的材料、结构、尺寸及振动方式均影响其振动频率。振动系统本身的质量和劲度系数决定系统的固有频率，固有频率与系统质量的平方根成反比，与劲度系数的平方根成正比，质量越大，固有频率越低；劲度系数越大，固有频率越高。物体在周期性外力作用下产生的振动称为受迫振动，当外力频率与系统固有频率相似时，系统受迫振动的振幅趋于最大，产生共振。

声波的周期，即声源的振动往复循环一次所需的时间，单位为秒 (s)，与声波的频率互为倒数关系。振动频率越高，周期越短；反之，频率越低，周期越长。

声波在介质中传播时，声速 (c) 与频率 (f) 和波长 (λ) 的关系为 $c = \lambda f$ 。当介质一定时，声速为一固定值，此时频率与波长成反比。气温为 20℃ 时，空气中声速约为 343 m·s⁻¹，当声波频率为 1000 Hz 时，其波长 $\lambda = c/f = 343 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} / 1000 \text{ Hz}$ ，约为 0.34 m；而当声波频率为 100 Hz 时，波长约为 3.4 m。

在振动或波动时，质点在一个周期之内，每一时刻的运动状态（位移和速度）是不相同的，描述其在某一时刻 t 的运动状态的物理量称为相位，其单位是角度。

在声波的传播过程中，弹性介质内声波存在的区域称为声场。为了便于描述空间声场的分布，人们还提出了一些声场表征值，如声压、声强、声阻抗等。

声源的连续振动，带动空气分子不断交替地压缩和松弛，使大气压迅速产生起伏，这种气压的起伏部分就称为声压 (sound pressure)，其单位为帕 (Pa，1 Pa = 1 N·m⁻²)。声压不是该

点的绝对气压，而是当前气压减去一个大气压后的变化部分，即为大气压强的余压。用公式可表达为

$$p = p_1 - p_0 \quad (1-19)$$

式中， p 是声场中某点的声压； p_1 是声场中某点在某时刻的压强； p_0 是没有声波传播时该点的压强。若声场中传播的是平面余弦波，则某时刻某质点的位移为

$$x = A \cos \left[\omega \left(t - \frac{y}{c} \right) \right] \quad (1-20)$$

则声压的数学表达式为

$$p = p_m \sin \left[\omega \left(t - \frac{y}{c} \right) \right] \quad (1-21)$$

式中， $p_m = \rho \omega c A$ ，是声压的幅值； ρ 是介质密度； c 是声速； A 是质点的振幅； ω 是质点振动的角频率； t 是时间； y 是质点到波源的距离。

声强是指单位时间内通过垂直于声波传播方向的单位面积上的声能量，常用 I 表示，其单位是瓦·米⁻² (W·m⁻²)。对于平面余弦波，声强的表达式为

$$I = \frac{1}{2} \rho \omega^2 A^2 c = \frac{p_m^2}{2 \rho c} \quad (1-22)$$

由式 (1-22) 可知，声场中声强与声压振幅的平方成正比，与角频率的平方也成正比。

声功率是指单位时间内通过某一面积的声能，单位为瓦 (W)。声音的能量范围极广，对于频率为 1000 Hz 的声波，引起人耳听觉的最小声压为 20 μPa，对应声强为 10⁻¹² W·m⁻²，而引起人耳痛觉的最小声压为 20 Pa，声强为 1 W·m⁻²，二者声压相差 10⁶ 倍，声强则相差 10¹² 倍。为了描述方便，通常用声压级 (sound pressure level) 来描述声音的强度，将待测声压 p 与参考声压 p_0 之比的平方取常用对数再乘以 10，即

$$L_p = 10 \lg \left(\frac{p}{p_0} \right)^2 = 20 \lg \left(\frac{p}{p_0} \right) \quad (1-23)$$

式中， L_p 是声压级，其单位是分贝 (dB)； p_0 是参考声压 (基准声压)，空气中 p_0 一般取 2×10⁻⁵ Pa，这个数值是正常人耳对 1000 Hz 声音刚刚能察觉的声压值。当声压为 1 Pa 时，由式 (1-23) 可计算其声压级为 94 dB。人耳能听到的最小声音为 0 dB，普通交谈时的声音约为 60 dB，汽车在马路上穿梭时的声音约为 85 dB，而飞机起飞时的声音高达 120 dB，这种声音可能会引起人耳的疼痛。除声压级外，声强和声功率也可以用对数形式来描述，声强级 (sound intensity level) 为声场中某点声强与基准声强比值的对数，声功率级 (sound power level) 为声功率与基准声功率的比值的对数，它们的表达式为

$$L_I = 10 \lg \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (1-24)$$

$$L_W = 10 \lg \left(\frac{W}{W_0} \right) \quad (1-25)$$

式中， L_I 是声强级， L_W 是声功率级，其单位均为分贝 (dB)； I 是声强； I_0 是基准声强； W 是声功率； W_0 是基准声功率。空气中基准声强为 1 pW·m⁻²，基准声功率为 1 pW。

声阻抗是声学测量中常见的属性之一，是描述介质对声波能量传递的阻尼作用的物理

量，其单位为帕·秒·立方米⁻¹ (Pa·s·m³)。它的定义是波阵面一定面积上的声压与通过该面积的体积速度（声通量）的复数比值，公式为

$$Z_a = \frac{p}{U} = \frac{p}{vS} = R_a + jX_a \quad (1-26)$$

式中， Z_a 是声阻抗； p 是声压； U 是体积速度； v 是质点振动速度； S 是面积。声阻抗以复数形式表示，实部 R_a 表示声阻，虚部 X_a 表示声抗。与电路理论类比，声压可类比为电压，体积速度可类比为电流，实部相当于电阻，虚部相当于电抗。但与电学中电阻的含义不同，声阻抗仅表示声能量的传递而非损耗，它是衡量介质声学性质的重要参量。由于声阻抗是一个与介质面积相关的物理量，故一般情况下，采用声阻抗率（与面积无关的量）来描述介质的声学特性

$$Z_s = \frac{p}{v} = Z \quad (1-27)$$

式中， Z_s 是声阻抗率，表示介质中某点声压与质点振动速度的比值，通常也用 Z 表示（不做特殊说明， Z 表示声阻抗率，而不是声阻抗）。对于无衰减的平面声波，声阻抗率等于介质密度与声速的乘积，即

$$Z = \frac{p}{v} = \rho c \quad (1-28)$$

式中， ρ 是介质密度； c 是介质中的声速。平面声波的声阻抗率是一个与频率无关的实数。

当声波从一种介质射入另一种介质时，若两种介质的声阻抗特性不同，就会产生反射、透射和折射。声波的反射是指声波在入射时，部分能量由两种介质间的分界面返回原介质的过程，反射回去的波称为反射波；同时，另一部分能量透过分界面，在另一种介质内继续传播，称为透射波。如图 1-4 所示，以平面声波垂直入射到分界面为例，入射声波 p_0 从介质 1 进入介质 2，产生了反射波 p_r 和透射波 p_t ，假设分界面两侧声压相等，即 $p_t = p_r + p_0$ ，同时，分界面两侧质点振动速度相等，则反射、透射规律与声阻抗的关系如下：

$$r = \frac{p_r}{p_0} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1-29)$$

$$t = \frac{p_t}{p_0} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (1-30)$$

式中， r 是声压反射率； t 是声压透射率。根据上式可知， $t - r = 1$ 。同理，由于对平面声波 $Z = \rho c$ ，故声强关系如下：

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \frac{\frac{p_r^2}{2Z_1}}{\frac{p_0^2}{2Z_1}} = \frac{p_r^2}{p_0^2} = r^2 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (1-31)$$

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \frac{\frac{p_t^2}{2Z_2}}{\frac{p_0^2}{2Z_1}} = \frac{Z_1}{Z_2} \frac{p_t^2}{p_0^2} = \frac{z_1}{z_2} t^2 = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (1-32)$$

式中， R 是声强发射率； T 是声强透射率。 R 与 T 满足： $R + T = 1$ 。根据上述关系可知：当

$Z_1 \approx Z_2$ (或 $Z_1 = Z_2$) 时, $r=0$, $t=1$, $R=0$, $T=1$, 即两种介质声阻抗特性相似时, 分界面近似相当于不存在, 声波全部透射到另一种介质中, 不存在反射波。若 $Z_2 > Z_1$, 说明介质 2 比介质 1 在声学性质上更“硬”, 这种边界称为硬边界。在硬边界上, 反射波声压与入射波声压同相位, 反射波质点速度与入射波质点速度相位相差 180° 。若 $Z_1 > Z_2$, 说明介质 2 比介质 1 在声学性质上更“软”, 这种边界称为软边界。在软边界上, 反射波声压与入射波声压相位相差 180° , 质点速度及相位相同。若 $Z_2 \gg Z_1$, 说明介质 2 相比于介质 1 来说, 十分“坚硬”, 此时, $r \approx 1$, $t \approx 2$, 介质 1 中质点在碰到分界面时完全被弹回, 反射波质点速度与入射波质点速度大小相等、方向相反, 在分界面上合成的质点速度为 0, 反射波声压与入射波声压大小相等、相位相同, 在分界面处合成声压为入射波声压的 2 倍。此时, 声波能量全部从分界面处返回, 这种现象称为全反射。在介质 1 中, 反射波与入射波叠加, 形成驻波。驻波与行波相对, 行波是指波在介质中传播时波形不断向前推进的现象, 驻波指由频率和振幅均相同、振动方向一致、传播方向相反的两列波叠加后形成的波, 传播时波形不会向前推进, 驻波声压幅值最大处称为声压的波腹, 声压振幅为 0 处称为波节。在这种全反射情况下, 分界面处质点振动速度为波节, 声压则为波腹。例如, 在水下, 人们几乎听不到外面人的声音, 就是因为声波由空气入水时, 发生了全反射。同理, 人耳的外耳道为气体介质, 内耳中为液体介质, 声阻抗差距很大, 若没有中耳系统的声阻抗匹配机制, 则声波几乎全部反射, 我们将无法听到声音。若 $Z_1 \gg Z_2$, 则 $r \approx -1$, $t \approx 0$, 同样发生全反射。此时, 分界面处质点振动速度为波腹, 声压为波节。

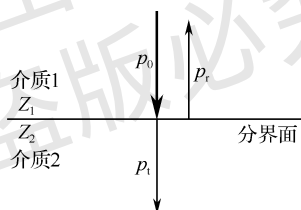


图 1-4 平面声波垂直入射到分界面的反射与透射

如图 1-5 所示, 当声波从介质 1 斜入射进入介质 2 时, 由于在两种介质中声速不同而导致声波传播方向改变的现象称为折射。声波的折射与几何光学中光线的折射类似, 也满足折射定律

$$\frac{\sin \theta}{\sin \theta'} = \frac{\lambda_1}{\lambda_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (1-33)$$

此时, 声压的反射率与折射率分别为

$$v_p = \frac{\rho_2 c_2 \cos \theta - \rho_1 c_1 \cos \theta'}{\rho_2 c_2 \cos \theta + \rho_1 c_1 \cos \theta'} = \frac{Z_2 \cos \theta - Z_1 \cos \theta'}{Z_2 \cos \theta + Z_1 \cos \theta'} \quad (1-34)$$

$$\tau_p = \frac{2 \rho_2 c_2 \cos \theta}{\rho_2 c_2 \cos \theta + \rho_1 c_1 \cos \theta'} = \frac{2 Z_2 \cos \theta}{Z_2 \cos \theta + Z_1 \cos \theta'} \quad (1-35)$$

式中, v_p 是声压的反射率; τ_p 是声压的透射率。由上式可知, 垂直入射是入射角为 0° 时的特殊情况; 声波的折射与透射不仅与介质声阻抗率相关, 还与入射角相关; 当 $Z_2 \cos \theta = Z_1 \cos \theta'$ 时, 声压反射率为 0, 入射波全部透射; 当 $\sin \theta > c_1/c_2$ 时, 折射角 θ' 大于 90° , 折射波全部返回介质 1, 发生全反射。

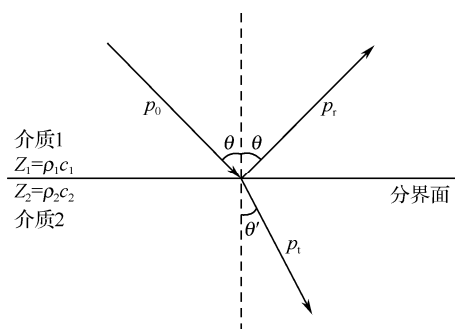


图 1-5 平面声波斜入射到分界面的反射与折射

此外，声波在传播过程中还具有一些其他性质，如叠加原理、衍射性质、衰减性质等。当两个或多个声波在同一介质中传播时，无论是否相遇，都将保持各自特性向前传播，若这几个波在空间某处相遇，相遇处质点振动为各个波单独作用时引起振动的矢量和，这就是波动叠加原理。当多个人同时讲话或多个乐器同时演奏时，我们仍能够分辨出每个人讲话的声音及不同乐器的发声，这便是声波叠加原理的体现。当声波从一种介质传入另一种介质时，由于声阻抗特性不同，可能会发生反射和折射。在两种介质分界面处，一部分声波会向原方向返回，产生反射，介质声阻抗相差越大，反射越强；当声波在声阻抗不同的介质中传播时，不同介质中声速不同而引起声传播方向改变的现象称为折射。声传播遇到障碍物时，能够绕过障碍物而产生衍射，衍射强度与声波波长及障碍物尺寸有关，波长越长，衍射能力越强，我们可以隔着门缝听到声音就是由于声波衍射现象的存在。声波在传播过程中，波阵面随传播距离增加而增大，能量不断分散，且由于反射、折射、衍射、散射等，声能量会产生一定的耗散，导致能量衰减。

声波的性质包含声源及传播过程中的各种信息，这些信息被人耳利用，从而可以分辨出发声体想要表达的信息、发声体位置、声传播环境的特性等，利用这些信息，人们可以认识世界，互相交流。声波的存在是引起听觉的客观原因，能够被人耳捕获和感知到的声波称为声音，其频率在 20 Hz~20 kHz 之间。也就是说，即使有声波传入人耳，人也不一定能感知到声音的存在，声波的幅度或频率不在人耳可听的范围内，或者人听觉系统中的部分出现损伤，都有可能听不到声音。下面进一步介绍人耳可感知的声音，包括声音的特性及一些声音信号的特征。

1.2 声音的特性

声波作为一种机械波，能被人或动物的听觉器官所感知，称为可听压力波。一定幅度的、频率在 20 Hz~20 kHz 之间的声波可以被人耳识别。声波的振幅、频率、传播速度，声源的材料、结构等，都会影响其最终在人耳中形成声音感知时的性质。本节将介绍人耳可听到的声音，即我们感知到的声音的某些特性及其与声波物理特性之间的关系。

声波的振幅决定了其在空间产生的声压，反映声音的大小。声压、声强及声功率等概念均是客观描述声音强度的物理量，可用物理仪器来测量；而人主观上感觉到的声音的大小称为声音的响度，是一定强度的声波作用于人听觉器官所引起的一种辨别声音强弱的感觉。响

度的大小主要取决于引起听觉的声压，同时也与声音的频率及波形有一定关系。响度的单位为宋(sone)，频率为 1000 Hz、强度为听阈以上 40 dB(感觉级)的纯音所产生的响度为 1 sone，其他声音若被听者判断为 1 sone 的几倍，则该声音的响度就是几宋。响度级(loudness level)是听力正常者判断为等响的 1000 Hz 纯音的声压级，也就是说，1000 Hz 的纯音的响度级等于声压级，而对于其他频率的声音，当听者判断其与 1000 Hz 的纯音一样响时，该 1000 Hz 纯音对应的声压级就是该频率声音的响度级。不同频率声强相等的声音，在人耳听来响度不同，1000~4000 Hz 的声音人耳听起来最响。在此范围之外，随着频率的降低或升高，响度越来越弱，当降至 20 Hz 以下或升至 20 kHz 以上时，则很难听到。这反映了人耳对不同频率声音的敏感程度，当听不到声音时，并不意味着没有声波作用于人耳，而是人耳对它的敏感度很低，无法产生听觉感受。

声波的频率是客观描述声波的物理量，声音入耳后，人主观上感觉到声音高低的属性称为音调，人的听觉系统可接收的频率范围为 20 Hz~20 kHz，其中，对 1~4 kHz 的声音最为敏感。频率大于 20 kHz 的声波称为超声波，低于 20 Hz 的称为次声波，一些动物，如海豚、蝙蝠，可以发出和接收超声波，大象则可以通过次声波交流；而一些自然灾害，如地震、海啸、火山喷发时也可发出次声波。某些次声波的频率与人体器官的固有频率接近，可能引发共振，从而对人的身体造成损伤。

人耳感受到的音调高低主要取决于声音的频率，也与声压、波形等有关。自然界中的声音往往不是单纯的正弦波，而是多个频率、振幅、相位等不同的正弦波的叠加。经傅里叶变换后，任何波都可以被分解为正弦波的叠加。对于一些周期重复的复合波，其可分解为某频率和若干其整数倍频率的正弦波，其中，频率最低的正弦波称为基频，其他波称为谐波，根据其频率从小到大依次称为一次谐波、二次谐波……人的听觉系统区分同样响度、音调的两个声音之所以不同的属性称为音色。音色主要由声音的频谱决定，也与波形、声压等有关，根据音色的不同，我们可以区分不同人、不同乐器发出的声音。

声音的持续时间用来描述声音的“长”或“短”，通常是指声音从首次被注意，到声音被识别为改变或停止所持续的时间。人耳对声音持续时间的感知与引起神经反应的声音产生的起始和偏移信号相关。有时这与声音的物理持续时间没有直接关系。例如，在嘈杂的环境中，有间隙的声音听起来好像是连续的，由于相同带宽中的噪声干扰，使得偏移消息被错过了。这对于理解诸如受到干扰的无线电信号等失真消息具有很大益处，由于这种效应，消息听起来好像是连续的。

空间位置表示声音在环境中的认知位置，包括在水平和垂直平面上声音与声源的距离及声波环境的特性。在复杂的声音环境中，空间位置与音色识别的组合可用来识别多个声源，例如，我们能够在管弦乐队中识别出双簧管的音色，在鸡尾酒会上可以听到目标交谈人士的声音。

1.3 语音信号

语音是指由人的发音器官发出的，表达一定社会意义的声音，包括说话声、歌声等，其目的是用来进行社会交际。人类在正常交谈时，发出语音的响度约为 40~60 dB，频率约为 300~3400 Hz，人体能够发出语音依赖于发音器官的协调与配合。

发音器官是指人体参与发音活动的器官，根据其在发音过程中的作用，可分为呼吸器官、

发声器官、共鸣器官和吐字器官。

呼吸器官是发音的动力器官，通过呼吸产生气流，为声源振动提供动力。呼吸器官包括口、鼻、咽、喉、气管、支气管、肺及一些辅助呼吸的肌肉（如肋间肌、膈肌、腹肌等）。吸气时，吸气肌收缩牵引肺体积增大，肺内气压减小，使得气体入肺；呼气时，呼气肌收缩，肺体积减小，挤压气体出肺，气流经气管、喉、咽后，从口、鼻呼出。呼气的强度可影响发出声音的响度，平静呼气时，呼出气流较缓，对声带的冲击力较弱，发出的声音响度较低；而大声说话、喊叫时，一般需要通过用力呼气或快速呼气，增强对声带冲击气流的强度，以增大其振幅，从而提高发声响度。

发声器官包括喉头和声带，是发音时的主要振动器官（声源），在呼吸产生的空气动力推动下，可发出供吐字器官和共鸣器官加工的声音。喉位于颈前正中部，呈圆筒状，由环状软骨、杓状软骨、甲状软骨和会厌软骨组成。声带是位于喉头的中间带状薄膜，前连甲状软骨，后连杓状软骨（见图 1-6）。声带由声韧带、声带肌和黏膜组成，左右各一片，互相对称，结构致密且富有弹性。两侧声带及杓状软骨底之间的矢状裂隙称为声门裂，是喉腔最狭窄的部位。声门裂的前 2/3 位于两侧声襞之间，称为膜间部；后 1/3 位于两侧杓状软骨的底和声带突之间，称为软骨间部。声带和声门裂合称为声门。声带由喉头内的软骨和肌肉调节：呼吸时两声带放松、张开，声门裂开启，气体可顺利通过；发声时，两声带拉紧，声门裂变窄甚至关闭，声带在呼气气流的冲击下振动，发出声音。声带的长短、松紧以及声门裂的大小，均能影响声音音调的高低。成年男性声带长而宽（长度约 18~24 mm），固有频率低；女性声带短而窄（长度约 14~18 mm），固有频率高，所以女性一般比男性发出声音的音调高。我们说话或唱歌时，声带随着杓状软骨的活动拉紧或放松，控制音调的变化，配合共鸣器官及吐字器官的作用，能够发出不同的元音、辅音，最终达到沟通交流、表达情绪等目的。

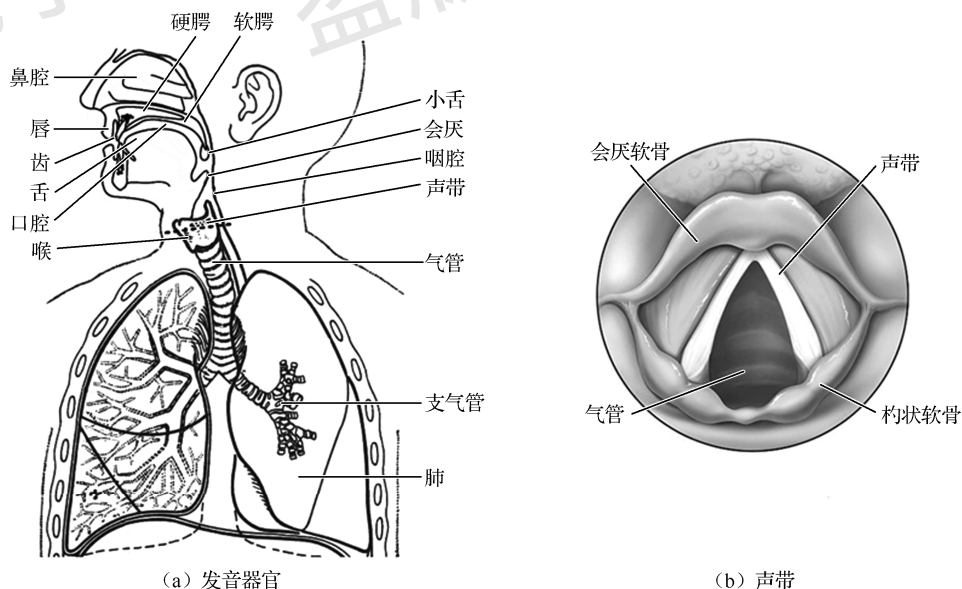


图 1-6 发声器官及声带结构示意图（图（b）为图（a）虚线所示位置的剖面结构）

共鸣器官包括胸腔、口腔和头腔，通过共鸣作用，能够增强声带振动产生的音量，同时调节音色，辅助语音的形成。胸腔包括喉以下的气管、支气管和整个肺部；口腔包括喉、咽

腔及口腔；头腔包括鼻腔、上颌窦、额窦、蝶窦等。不同的共鸣腔体会对声带振动发出的声音进行调制，使得原来的谐波振幅不再随频率的升高而依次递减，而是有些频率成分由于共振作用被加强，有些被减弱，从而形成不同的声音谱。在唱歌时，合理运用共鸣腔体可有效提高声音响度，达到不同的发声效果。一般来说，唱低音时，胸腔共鸣发挥的作用最大；唱中音时，口腔共鸣应用得较多；而唱高音时，则主要靠头腔共鸣发挥作用。

吐字器官也称为语言器官，包括唇、舌、齿和上腭等。发声时，通过改变吐字器官的位置与形态，发出不同的辅音和元音。口腔分上腭、下腭两部分，上腭的前 2/3 称为硬腭，后 1/3 称为软腭，口腔和鼻腔之间通过小舌调节。软腭和小舌上升，气流从口腔呼出，形成口音；软腭和小舌下降，气流从鼻腔呼出，发出鼻音；软腭和小舌中悬，气流从口腔、鼻腔同时呼出，便可发出鼻化元音。

语音由辅音与元音复合而成。以英语为例，英语音标包含 48 个音素，其中元音音素 20 个，辅音音素 28 个。辅音与元音配合，产生音节，组成语言的多样化发音。元音是指发音时，声带振动，气流在呼出时，不受任何阻碍而发出的声音。元音属于浊音，发音清晰、响亮，声带发出的声音受到不同形态共鸣腔体的调制，便产生不同的元音。元音的频谱一般含有基频带及 2~3 个共振峰，频率范围为 500~3000 Hz。辅音是指气流在呼出时，通过咽头、口腔受到阻碍而发出的音。辅音在发音时，形成阻碍的部位特别紧张，其他部位则不紧张，且辅音呼出的气流比较强。根据辅音发音时气流是否冲击声带，可将辅音分为清辅音和浊辅音，前者气流通过声门时不冲击声带，声音一般不响亮；后者则包含声带振动及气流噪声，声音较响亮。

语音是声音和意义的结合体，声音是语言的物质载体，语言借助声音来实现其交际功能，表达其中包含的意义。语音的物理本质是声波，其物理属性主要包括音高、音强、音长、音色，这也是构成语音的四要素。音高指的是声音的高低，它取决于发音体在单位时间内振动次数的多少，即发音体的振动频率高低。振动频率越高，音高越高；频率越低，音高越低。这与声带的长短、厚薄及松紧有关。音强是指声音的强弱，它取决于发音体振动幅度的大小。振幅越大，声音越强；振幅越小，声音则越弱。音强的大小取决于发音体所受外力作用的大小，即与呼气气流大小相关。音长指声音的长短，它取决于发音体振动时间持续的长短。音色指声音的个性特色，取决于声波振动的形式，与发音体、发音方法及发音时共鸣器官的形状均相关。一切语音都可以根据这 4 个要素来分析它的物理属性，例如，普通话语音主要靠音色、音高来区别不同的意义，音强、音长在语调中可以起到表达感情的作用。

除物理属性外，语音还具有社会属性，具有交流思想的职能，这也是语音与其他声音的本质区别。自然界的其他声音，如风声、雨声，不是由人发出的，无法表达语言和意义，不能称为语音；即使是人类发出的声音，若不能表达意义，也不能称作语音，如初生婴儿发出的声音，人咳嗽的声音等。人们通过约定不同语音中包含的意义，以借助语音实现交流，表达感情。除了说话，人们也可以通过唱歌来表达感情，交流思维，故歌声也属于语音。

1.4 听力测试中常用的声学信号

1.4.1 测听信号

在听力学测试中，从分析听觉的频率与时间分辨机制的角度出发，理想的刺激声音信号

应是时域上持续时间极短，频域上频段极窄的信号。然而，现实中的信号无法兼具这两个条件：作用时间短的声音，其频谱较宽；而频率成分简单的声音时长较长。所以，听力测试中常用的刺激声信号，需要在二者间作折中，同时根据实际需求对其重要性进行取舍。

纯音（pure tone）又称为单音，是指瞬时值为一简单正弦时间函数的声波（声压与时间成正弦函数关系），其频谱为单一频率。从听觉角度判断，纯音是单一音调的音。在实际应用中，认为设定一个持续时间大于 1 s、伴随数十毫秒建立和结束时间的时窗，这个时窗截取的纯音段，可被近似认为是纯音。

纯音具有音高和响度两个基本特征。前者主要取决于发音体振动的频率，后者主要取决于振动的振幅。自然界很少有纯音。不同频率的纯音只是实验室内常用的声音信号。音叉和声频信号发生器可产生不同频率的纯音。临床上用于气导和骨导听阈测试的声音信号是各种频率的纯音。

时程，即声音的持续时间，持续时间小于 200 μs 的刺激声信号称为短时程测试信号，包括短纯音（tone-burst）和短声（click），多用于瞬态耳声发射和听觉诱发电位等方面的听力诊断测试。

短纯音也称为猝发音，为持续时间小于 200 μs 的纯音信号。描述短纯音特性的物理量包括频率、振幅、持续时间、上升时间、下降时间。其中，频率是指短纯音信号的频率，振幅即为该信号最大声压级，上升时间是指从其包络振幅的 10% 上升至 90% 所需要的时间，下降时间是指从其包络振幅的 90% 下降至 10% 所需要的时间，持续时间是短纯音包络上升时间与下降时间中点间的时间。

短声是一种频谱覆盖范围较宽、持续时间小于 200 μs 的瞬态声音信号，也称为宽带短声。通常由单个 50~200 μs 的矩形波电脉冲输出到扬声器或耳机产生。短声持续时间的长短取决于扬声器或耳机的频率响应特性。

调制声也是一类常用的听力测试信号。其定义如下：由调制信号将声音信号中某一参量按照一定时间特性进行调制，其他参量保持相对恒定而产生的声音信号。调制信号可以是正弦波、矩形波、梯形波、语音或者其他波形，调制方式可以为频率调制、幅度调制、相位调制。调制声是一种可调参数较多且容易准确控制的复杂声，因此被应用于听觉机制研究中，包括听觉稳态反应记录、纯音测听、声场测听等。

1.4.2 噪声

噪声的定义有心理学和物理学两个层面。从心理学主观角度判断，凡是妨碍人们正常休息、学习和工作的声音，以及对人们要听的目标声音产生干扰的声音都属于噪声。从物理学角度定义，发音体无规则振动产生的声音称为噪声。虽然噪声可能会使人烦躁，引人不适，甚至危害人体健康，在很多情况下需要通过一定手段滤除，以降低对人体产生的不适，减小对目标声音的干扰。但是，在声音感知中，它通常可以用来帮助识别声音的来源，并且是音色感知的重要组成部分；在一些声学测听手段中，噪声可作为掩蔽声使用。

噪声掩蔽的定义是：由于噪声的存在，人耳对另外一种声音听觉的灵敏度会降低，从而使听阈发生迁移的现象，即人耳听阈受噪声影响而提高的现象。因为噪声掩蔽使听阈提高的分贝数称为掩蔽值。例如，频率为 1000 Hz 纯音，当声压级为 3 dB 时，正常人就可以听到（低于 3 dB 时人耳无法听到），即 1000 Hz 纯音的听阈为 3 dB。然而，在一个有 70 dB 的噪声存

在的环境中,1000 Hz 纯音的声压级需要提高到 84 dB 才能被听到,听阈提高的分贝数为 81 dB (84 dB-3 dB)。因此,此噪声对 1000 Hz 纯音的掩蔽值为 81 dB。

在日常生活中,噪声掩蔽的存在有弊有利。例如,噪声可能会掩蔽人们交谈的声音,从而影响正常活动,或者掩蔽警报信号,影响人们的安全;而在特定的情况下,噪声(如背景噪声)的存在可以减弱远处其他声音的干扰,并起到一定的保密效果。

用一个声音来掩蔽另一个声音,其效应取决于这两个声音的声压级和频谱。如果两个声音同时存在,而掩蔽声较强,频率相近,则所产生的掩蔽效应最大。用低频声掩蔽高频声有效,而用高频声来掩蔽低频声较难。听觉测听中常用的噪声主要有以下几种。

(1) **白噪声** 是指用固定频带宽度测量时,频谱连续且均匀的噪声。白噪声的功率谱密度不随频率改变而改变,各等宽频带所含的噪声能量相等,即使用等宽的滤波通带,以对数分布的频率作为横坐标,频谱基本呈水平线分布;若采用等比带宽的滤波通带,仍以对数分布的频率作为横坐标,白噪声的频谱分布为每倍频程上升 3 dB 的斜线。

(2) **粉红噪声** 是指用正比于频率的频带宽度测量时,频谱连续且均匀的噪声。粉红噪声的功率谱密度与频率成正比关系,即使用等比带宽的滤波通带,以对数分布的频率作为横坐标,频谱呈水平线分布。若采用等带宽的滤波通带,以对数分布的频率作为横坐标,则其频谱分布为每倍频程下降 3 dB 的斜线。

(3) **通带噪声** 具有连续谱和恒定功率谱密度的白噪声,经过带通滤波器后产生通带噪声,可分为宽带噪声和窄带噪声。宽带噪声的特性类似白噪声。在纯音听阈测试中,有时利用窄带噪声作为对非测试耳的掩蔽噪声,其中心频率与测听的纯音信号频率一致;在声场测听中,窄带噪声常被用作声场校准和测听的声音信号。

(4) **言语噪声** 是指白噪声经过滤波后,在 250~1000 Hz 为等能量,在 1000~6000 Hz 为每倍频程递减 12 dB 的噪声。言语噪声在临床言语测听等项目中,常被用作掩蔽声。

(5) **脉冲噪声** 是指持续时间短(小于 0.5 s)、不连续的(间隔时间大于 1 s)、声压变化在 40 dB 以上的不规则声音。从频谱上看,脉冲噪声通常具有较宽的频谱,一般从低频一直延续到高频,但频率越高,能量越小。脉冲噪声的峰值声压一般很高,可达 130~140 dB,甚至更高。枪、炮等武器发射、爆炸,工业中的气锤、冲床等发出的声音都属于脉冲噪声。与连续性噪声相比,脉冲噪声对人体危害较大。

(6) **环境噪声与背景噪声** 环境噪声是指某一环境中所有噪声的总和,由一个或多个不同位置的声源产生。背景噪声是指在发声、检查、测量或记录系统中与目标信号无关的一切干扰信号。

1.5 超声波基础

人耳能感受到的声音频率在 20 Hz~20 kHz 之间,低于 20 Hz 的声波称为次声波,高于 20 kHz 的声波称为超声波。超声波虽然不能被人耳“听”到,但也真实存在,一些动物(如海豚)可以发出和接收超声波。超声波具有波长短、能量高、方向性好等物理特性,广泛应用于医学诊断、治疗、制药、超声清洗、军事侦察等方面被广泛应用。本节将介绍超声波的基础知识,包括超声波的基本特征、在介质中的传播特性及超声波的生物效应。

1.5.1 超声波的特性

超声波的本质与可闻声波相同，均是由声源振动产生的，在介质中的传播也满足波传播的特性，但由于其频率高，与普通声波及次声波相比，具有方向性好、能量高、穿透能力强等特性，在医疗、军事、工农业等领域应用广泛。

1. 方向性好

超声波频率较高，波长较短，与频率较低的声波及次声波相比，其方向性更好，能量更易于集中。频率越高的超声波方向性越好，可用于定向发射、聚焦定位等。

2. 能量高

在幅度相等的情况下，声波携带的能量与频率的平方成正比，因此超声波携带的能量更高。将超声波施加于水罐中，剧烈的振动会使罐中的水破碎成许多小雾滴，通过风扇将雾滴吹入室内，可增加室内空气湿度，这就是超声波加湿器的原理。超声波加湿原理可用于将药液雾化，让病人吸入，使得药物到达患病部位，以治疗咽喉炎、气管炎等疾病，提高疗效。利用超声波的巨大能量还可以使人体内的结石做剧烈的受迫振动而破碎，从而减缓病痛，达到治愈的目的。

3. 穿透能力强

超声波的穿透能力较强。与电磁波相比，超声波在水中衰减更少，传播距离更远，因此超声波作用于人体组织可用于诊断和治疗。

4. 传播特性

超声波与普通声波的传播特性（反射、折射、衍射、散射等）类似，作为一种波动形式，超声回波承载着被测物的信息，可用作探测及诊断；作为能量形式，当其强度超过一定值时，可与介质相互作用，影响、改变或者破坏介质的状态、性质或结构，用于理疗、治疗、焊接、切割等。

不同频率的超声波应用不同，常见的超声波频段及其应用如图 1-7 所示。

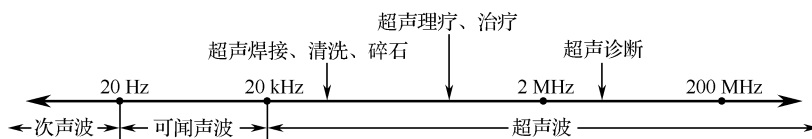


图 1-7 超声波频段及其应用

1.5.2 多普勒效应

当波源、介质、观察者（接收装置）之间相对静止时，接收到波的频率与波源发出的频率一致。但当波源、观察者、介质之间有相对运动时，可能会影响观察者接收到波的频率变化，这种现象称为多普勒效应，变化的频率称为多普勒频移。在日常生活中，我们都会有这

种经验：当一列鸣着汽笛的火车经过时，会发现火车汽笛的声调由高变低。1842 年，奥地利物理学家和数学家克里斯蒂安·多普勒首先发现了这种效应。多普勒效应适用于所有类型的波，包括声波、电磁波等。以声波为例，多普勒效应的几种情况如下。

1. 观察者以速度 v 相对于介质运动，声源（波源）相对于介质静止

如图 1-8 (a) 所示，假定观察者朝向声源移动，此时单位时间（1 s）内，原观察处的波单位时间内向右传播了 c ，观察者本身向左运动了 v ，则单位时间内观察者所接收的波数，即频率 f' 为

$$f' = \frac{c+v}{\lambda} = \frac{c+v}{cT} = \left(1 + \frac{v}{c}\right)f \quad (1-36)$$

式中， c 为声速； v 为观察者相对于介质的速度； T 为周期； f 为频率。由式（1-36）可知，此时观察者接收到的频率为声源振动频率的 $(1+v/c)$ 倍。

2. 声源（波源）以速度 u 相对于介质运动，观察者相对于介质静止

如图 1-8 (b) 所示，假定声源朝向观察者移动，此时波阵面不再是同心球面。当下一个振动从声源发出时，声源已经向右运动了一段距离 uT ，相当于波长缩短了 uT ，观察者所在处的波长为

$$\lambda' = \lambda - uT = (c-u)T \quad (1-37)$$

则单位时间内观察者所接收的波数，即频率 f' 为

$$f' = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{(c-u)T} = \frac{c}{(c-u)}f \quad (1-38)$$

此时，观察者接收到的频率为声源振动频率的 $c/(c-u)$ 倍。

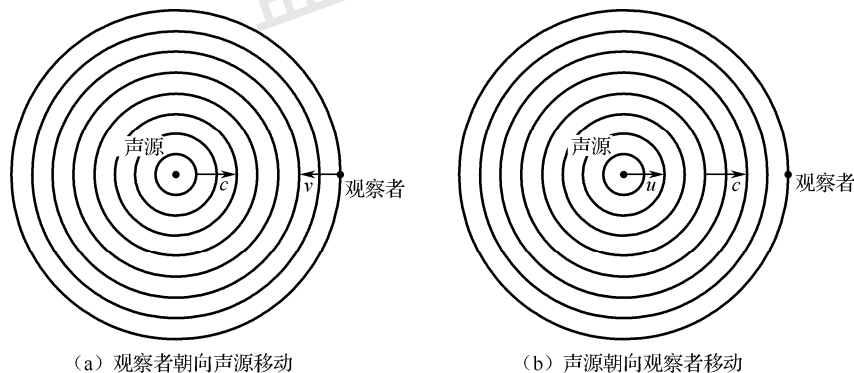


图 1-8 多普勒效应

3. 声源（波源）与观察者同时相对于介质运动

结合上述两种情况，当声源和观察者相向运动时，速度分别为 v 、 u ，则观察者接收到波的频率为

$$f' = \frac{c+v}{c-u}f \quad (1-39)$$

式中， c 为介质中的声速； v 为观察者相对于介质的速度，若观察者朝向声源，则该值取正，

反之取负； u 为声源相对于介质的速度，当声源靠近观察者时，该值取正，反之取负。

应用超声波的多普勒效应，可探测血液流动状态，检测心脏、血管等的生理状态。由于血管内的血液是流动的物体，故超声波源与相对运动的血液间会产生多普勒效应。当血管内血液朝向声源运动时，反射波的波长被压缩，频率增加；当血液离开超声波源运动时，反射波波长变长，频率降低。反射波频率的变化量与血流速度成正比，因此，可根据超声波回波的频移量测定血流的速度。

1.5.3 超声波的生物效应

同其他形式的能量一样，当超声波作用于人体达到一定剂量时，会与人体组织之间通过一定的作用机制，使人体组织或器官产生一些生化、免疫、结构或功能上可逆或不可逆的变化，这便是超声波的生物效应。超声波的生物效应主要包括：机械效应、热效应、空化作用、生物化学效应，以及弥散效应、触变效应等，下面将对这几种效应做简要介绍。

1. 机械效应

由于超声波的传播是机械振动能量的传播过程，故其作用于生物组织时会产生一定的机械效应。波在介质中传播时，介质中质点在平衡位置附近振动，超声波频率高，故其传播介质中质点振动振幅虽小，但频率很高，加速度很大，介质中质点交替压缩与拉伸形成交变声压，使得生物组织中的细胞及其内容物随之运动，引起组织的功能、生理过程甚至结构发生变化。当声强较低时，生物组织在这种机械效应下产生弹性振动，引发组织细胞内物质运动，使细胞质流动、细胞振荡、旋转、摩擦，从而产生细胞按摩的作用，也称为“内按摩”。这是超声波治疗所独有的特性，可以改变细胞膜的通透性，刺激细胞半透膜的弥散过程，促进新陈代谢，加速血液和淋巴循环，改善细胞缺血缺氧状态，同时能够改善组织营养，改变蛋白合成率，提高再生机能等，可用于治疗某些局部血液循环障碍的疾病。同时，低剂量的超声波还能使神经兴奋性降低，神经传导速度减慢，因而对一些周围神经疾病，如神经炎、神经痛等具有镇痛作用。大剂量的超声波能够使坚硬的结缔组织延伸、松软，若作用于神经末梢，可能引起血管麻痹，组织细胞缺氧，导致其坏死。当声强足够大时，机械振动产生的剪切力可能会超过组织细胞的弹性振动界限，使其断裂或粉碎，超声手术刀、超声碎石等均利用了这一效应。

2. 热效应

超声波在组织中传播时，部分声波能量会被组织吸收，转化为热能，这便是超声波的热效应。超声波作用于组织时，可能引发组织中分子振动和转动的能量增加，通过分子间的相互作用，使组织升温，这种变化是可逆的；但若组织温度升高得足够高，可能会使组织分子结构发生不可逆的改变，造成组织损伤，如蛋白质变性。热量的产生情况与超声波的声强、介质的声压吸收系数及单位体积内超声波的作用时间有关。理疗超声、癌症治疗的高热疗法及高强度聚焦超声的灼热疗法，主要都是利用超声波的热效应。在利用超声波进行诊断时，由于多使用脉冲超声波，可能会引起瞬态温度升高，对人体产生损害。

人体不同组织吸收声能的能力不同，吸收相同能量温度升高的情况也不同。在整个组织中，超声波产生的热量不均匀，在相同强度超声波的作用下，骨组织和结缔组织升温显著，

而脂肪和血液升温较少。超声波在两种不同组织交界面处产热较多，特别是在骨膜处，可产生局部高热，这对于关节、韧带等运动创伤的治疗具有很大意义。低剂量超声波的热效应可使得组织温度升高，血液循环加快，代谢更加旺盛，同时可以增强细胞的吞噬能力，提高机体防御能力，促进炎症的吸收；此外，还能够降低肌肉和结缔组织的张力，放松肌肉，以达到减轻肌肉疲劳、缓解疼痛的目的。但超声波用于理疗、治疗时，应避免温度过高而损伤组织，例如，对于眼，其组织血液循环慢，散热较慢，容易因热能聚集而导致损伤；生殖器官对于超声波较敏感，热效应易引发生殖腺组织损伤，因此对孕妇下腹部禁用；睾丸对超声波很敏感，高强度作用可能导致器质性损坏而不育。通常用于诊断的超声波，平均声强不超过 $0.1 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ ，在体内引起的温度升高不超过 1°C ，一般认为，诊断级超声波是安全的。超声波对人体的作用不像 X 射线具有累积效应，且超声波能量不足以引起 X 射线那样的电离损害，所以，超声波诊断相较于 X 射线诊断具有一定的优势。

3. 空化作用

超声波的空化作用是指充有气体或水蒸气的空腔，在声场作用下发生振荡的现象。超声波空化可分为稳态空化和瞬态空化。超声波作用于液体时可产生大量的小气泡。一个原因是液体内部局部出现拉应力而形成负压，压强的降低使原来溶于液体的气体过饱和，而从液体逸出，成为小气泡。另一个原因是强大的拉应力把液体“撕开”成一空洞，称为空化。空洞内为液体蒸气或溶于液体的另一种气体，甚至可能是真空。因空化作用形成的小气泡会随周围介质的振动而不断运动、扩大或突然破灭。破灭时周围液体突然冲入气泡而产生高温、高压，同时产生激波。与空化作用相伴随的内摩擦可形成电荷，并在气泡内因放电而产生发光现象。在液体中进行超声波处理的技术大多与空化作用有关。超声波空化作用产生的高温、高压及剧烈的振动，可在瞬间杀死病变组织，在临床治疗中起到一定的作用。

4. 生物化学效应

超声波在生物组织中传播时，其压力和温度的变化可引起组织化学特性发生变化，可能会影响酶的活性，加速细胞新陈代谢，刺激人体细胞合成等。

5. 弥散效应

超声波可以提高生物膜的通透性，超声波作用后，细胞膜对钾、钙离子的通透性发生较大的改变，从而增强生物膜弥散过程，促进物质交换，加速代谢，改善组织营养。

6. 触变效应

在超声波作用下，凝胶可转化为溶胶状态。超声波对肌肉、肌腱具有软化作用，还可能造成一些与组织缺水有关的病理改变，因而可应用于类风湿性关节炎病变，以及关节、肌腱、韧带的退行性病变的治疗。

超声波的生物效应既可被利用，如应用于超声治疗；也可能对人体造成负面影响，造成组织或器官坏死。因此，在医学超声应用中需要考虑其安全剂量，以降低对人体的不利影响。研究表明，当超声波声强小于 $0.1 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ 时，不会引起明显的生物效应，因此这是超声诊断（利用脉冲超声波的反射进行疾病诊断）时常用的剂量范围。但对于一些如胚胎、生殖细胞等脆弱、易受损伤的细胞和组织，该剂量是否安全还需进一步研究。超声波的强度超过

$0.1 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ 时, 会引起人体组织发生功能性或器质性改变。超声波对生物体产生的器质性改变分为可逆性和不可逆性的。一般认为, $0.2 \sim 2.5 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ 的低强度超声波剂量对组织产生的影响是可逆的, 因此采用其治疗的方法称为非损伤性疗法; 而超过 $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ 的剂量对某些组织可能会产生不可逆性的器质性改变, 称为高强度的损伤性超声疗法, 在超声碎石、超声手术刀、超声治疗癌症等方面有所应用。高强度聚焦超声 (High Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 通过将体外低能量超声波聚焦于体内靶区, 在肿瘤内产生瞬态高温 (60°C 以上), 并与生物组织发生空化、机械、生物化学等作用, 以杀死靶区内的肿瘤细胞, 其强度可高达 $7500 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ 。

了解不同超声波强度作用于人体时的生物效应, 可以帮助我们在超声诊断中控制安全的剂量, 在超声治疗中达到按摩、镇痛、杀菌或清除病变组织等目的, 在临床诊断治疗中具有重要的意义。

本章小结

本章主要介绍了声波的产生原理及其在介质中传播的基本规律; 可被人耳听到的声音的基本特性, 其物理特征与人耳感知到声音特征的关系; 人类发出语音信号的生理基础及各种属性, 与声音、语言的关系; 听力测试中常用声学信号的类型、特点, 以及它们在临床诊断中的应用; 超声波的主要特性、生物效应, 以及在医疗领域的应用。

习题

1. 简述声波、声音、语音的概念, 并说明它们之间的联系与区别。
2. 简述噪声的心理学及物理学定义, 描述噪声的危害与作用。
3. 简述超声波的特性, 并阐明超声波在临床诊断、治疗应用中需要注意哪些问题。