

山西省残疾人联合会 主编

耳聋康复技术基础



山西科学教育出版社

R764.44
1
3

耳聋康复技术基础

山西省残疾人联合会 主编
陈永信 谭勇 王安 编著

B/09/01



山西科学教育出版社

B 813281

耳聋康复技术基础

山西省残疾人联合会 主编

陈永信 谭勇 王安 编著

*

山西科学教育出版社出版 《太原并州北路十一号》

山西省新华书店发行 山西人民印刷厂印刷

*

开本：787×1092 1/82 印张：15 字数：821千字

1991年5月第1版 1991年5月山西第1次印刷

印数：1—1100册

*

ISBN 7—5377—0353—1

R·121 定价：7.00元

内 容 简 介

本书主要讲述耳聋康复的技术基础知识，包括耳的生理、听力检查，国内外各种型式的气导和骨导助听器，以及人工电子耳蜗。同时详细讲述助听器和人工电子耳蜗的选配、安装和维修的基本知识。书中还详细介绍了聋儿康复教育的有关问题。本书可供从事耳科工作的医务人员、耳聋康复的特种教育人员以及从事耳聋康复医疗器械的工程技术人员及科研人员参考。

為殘疾人造福
發展康復技術

郭裕懷

九年四月

前　　言

近十几年来，随着国内外耳科学、听力学、语言学、听神经营理学、人体工程学和生物医学工程的迅速发展，尤其是医用电子技术在耳科领域上的普遍应用，促进了耳科学的基础研究和临床应用。随着耳科学的不断发展，在实践过程中逐渐地形成了一门新的介于医工之间的边缘学科，这就是耳聋康复技术。在这一学科领域中，目前各种型式的助听器和人工电子耳蜗相继出现。临幊上已为耳聋患者的听力恢复和听力重建提供新的技术方案。

全书共分四章，主要讲述耳的生理、听力检查、气导和骨导助听器、单导和多导电子耳的选配、安装和维修的基础知识。书中还详细地介绍了聋儿康复教育的有关知识。

在成书过程中得到了中国科学院基础医学研究所、北京军事医学科学院、中国医学科学院、上海第一医学院、北京首都医院、中山医学院、山东医学院、山西医学院、天津助听器厂、上海医疗器械厂、山西医疗器械公司、太原聋哑学校和太原市聋儿康复培训中心的热情帮助和支持，在此表示衷心感谢。

承蒙山西省副省长、山西省残疾人联合会主席郭裕怀同志为本书题词，在此表示衷心谢意。

由于作者知识有限，书中错漏之处在所难免，敬请读者
指正。

编著者

1990年10月

目 录

第一章 耳的生理	(1)
§ 1—1 声音的物理特性及其生理属性.....	(2)
§ 1—2 听觉的一般特性.....	(4)
§ 1—3 声音的传导.....	(7)
§ 1—4 内耳生理.....	(10)
§ 1—5 耳蜗电生理.....	(27)
§ 1—6 内耳感受装置的调节和耳蜗编码.....	(52)
§ 1—7 听觉中枢生理.....	(59)
§ 1—8 人体听觉系统声诱发电反应.....	(74)
第二章 听力检查	(79)
§ 2—1 听力检查常用术语的基础知识.....	(79)
§ 2—2 一般听力检查.....	(82)
§ 2—3 电反应测听.....	(87)
§ 2—4 声阻抗测听.....	(115)
§ 2—5 听阈检查.....	(130)
§ 2—6 自描听力计.....	(158)
§ 2—7 阈上听力检查.....	(164)
§ 2—8 儿童听力检查.....	(182)
§ 2—9 诈聋(伪聋)和精神性聋的听力检查	(193)
§ 2—10 语言测听.....	(196)
第三章 耳聋与康复	(209)

§ 3—1	耳聋的类型与测听	(209)
§ 3—2	感音神经性聋的听力学定位	(223)
§ 3—3	先天性聋和遗传性聋的诊断	(233)
§ 3—4	耳的卫生与噪声性听力损伤	(241)
§ 3—5	急性声损伤的特点、治疗与防护	(250)
§ 3—6	助听器	(256)
§ 3—7	佩戴助听器的效果测定	(283)
§ 3—8	人工耳蜗	(288)
§ 3—9	单导电子耳蜗	(304)
§ 3—10	多导电子耳蜗	(314)
§ 3—11	人工耳蜗的临床效果和展望	(318)
§ 3—12	聋儿康复	(330)
§ 3—13	助听器和人工耳蜗的维修	(333)
第四章 聋儿康复训练		(340)
§ 4—1	聋儿听力与语言康复	(340)
§ 4—2	聋儿心理与心理障碍	(342)
§ 4—3	聋儿学习语言的有利因素及困难	(347)
§ 4—4	聋儿的语言形成规律	(350)
§ 4—5	语言的形成与教育	(360)
§ 4—6	聋儿的听觉、语言训练分析	(397)
§ 4—7	启发思维活动	(408)
§ 4—8	聋儿听觉训练	(415)
§ 4—9	聋儿语言训练	(429)
§ 4—10	通过游戏和活动进行听说训练	(441)
§ 4—11	聋儿语言训练中的问题	(459)
§ 4—12	聋儿家长的重要作用	(465)

第一章 耳的生理

众所周知，耳是一种高度发育的听觉器官。在进化过程中，人类和高等动物的听觉器官在结构和功能上都达到了高度分化的水平，它对声音能量感受具有高度的敏感性。例如一个频率为 $1\sim 2\text{kHz}$ ，强度为 10^{-17}W/m^2 的声作用于鼓膜上，方可引起鼓膜振动幅度为 10^{-9}cm ，而内耳基底膜的振动幅度则更小，一般大约为 10^{-11}cm （相当于氢原子直径的1%），而人耳对如此微弱的声音竟能产生明确的声音感觉。同时，人耳对很强的声响也能感受，例如对 1kHz 或 2kHz 的纯音所能接受的声能强度可达 10^{-5}W/m^2 。这就是说，人耳对声音强度的感觉范围，从最小到最大可达 10^{12} 倍，这一感觉范围，远远地超过先进的精密电子仪器所能测试的范围。人耳属于高精度声音感受器官，这是由于内耳听感受器官对振动能量具有特殊的感受能力，同时还由于中耳具有精巧的机械传动功能，能把空气振动的能量十分有效地传递给内耳螺旋器，使人耳有清晰的声音感觉。

听觉器官既是一个非常灵敏的传音器，同时还是一个高水平的声波分析器，它能判别声音的响度、音调和音质，能够分辨频率、强度、时程和声源方向。听觉器官的功能是个非常复杂的生理过程。首先听觉感受器将声音能量转化为神经冲动，变成代表声音的信息。这些神经冲动再以不同形式

的组合编码，作用于中枢神经系统的高级部位，最后上升为感觉，成为反映事物特征的讯号。在这个复杂的听觉功能过程中，内耳对声音的感受与换能作用是一个非常重要的关键部位。

本章主要介绍声音的物理特性、传音过程和耳蜗中听毛细胞的作用，声音信息在中枢神经系统的传导通路及其信息处理功能。

§1—1 声音的物理特性及其生理属性

一般声音具有三个基本特征，即频率、振幅和倍频成分。其中频率专指基频，它给人耳的感觉是声调的高低，频率低时声调低，频率高时声调高。振幅的大小给人耳以声音强弱的感觉，即振幅大时声音强，振幅小时声音弱。一般把声源发出声音的强弱叫做声强，它是描述声音强弱的客观指标；把人耳对声音强弱的主观感觉叫做响度，它是对声音强弱感觉的主观指标。倍频率成分决定着声音的品色，是人耳区别声音倍频组分的主观感觉，通常称为声质音色。由此可见，基音频率、振幅（或声调）倍频组分是声音的客观特性，而声调（或音调）、响度和音色则是听觉的主观特性，即人耳对声音客观特性的主观感觉或反应。两者是不同的，但又是紧密相关的，也就是说，声音包括两层含义，它在物理上是指声波，在生理上则是指声波作用于听觉器官所引起的一种主观感觉。

声音的强度可用仪器来测量，它表示单位时间内作用于

单位面积上能量的大小，它是一个客观的物理量。而响度是主观的生理感觉，它不仅与声音的物理强度有关，而且与声音的频率有关。响度是指当一定强度的声波作用于人耳后所引起的一种认识声音强弱的主观感觉。人耳对频率在1000~4000Hz之间的声音听起来最响，在此频率范围之外，随着频率的降低或升高，响度愈来愈弱，当频率低端降至20Hz以下或高端升至20kHz以上时，则人耳很难听到。

一般响度的单位为宋(son)。1宋是指频率为1kHz，声压为40dB的纯音所产生的响度。

通常用响度级代表声强级的主观感觉，而声强级是指声音强度的等级用对数标尺来表示的物理量。声强级与频率无关，但响度级与频率有关。这就是说对应于不同声波频率的声强级相同时，并不意味着人的主观感觉相同，即响度相同，也就是说人耳对频率不同而强度相同的两个声音所感觉的响度并不相同。例如50Hz78dB与1kHz78dB的响度不同，而是同1kHz60dB的声音响度相等。因而用频率为1kHz的声音作标准，同别的频率的声音作比较，如果某声音的响度与1kHz声音的某一强度级的响度等响时，则1kHz声音的强度级就是这个声音的响度级。

响度级的单位为方(phon)。对应频率1kHz声强级为0dB，其响度级为0方。对应频率1kHz纯音的响度级与强度级相等，即1dB为1方；例如50Hz纯音78dB(强度级)的响度等于1kHz60dB(强度级)的响度，则78dB50Hz纯音的响度级即为60方。因为这是人为地规定对应1kHz的声强级为0dB，其响度级以0方作为参考基准。可是对于100Hz的响度级仍然是0方的话，而声强级却是37dB。这说明响度级

和频率有关。一般把随着频率的变化响度级相同的各点的连线，称为等响曲线。通常的听阈曲线（0方）和痛阈曲线（120方）都是等响曲线。

§ 1—2 听觉的一般特性

当声波传播到人耳时，便会刺激听觉神经，引起大脑听觉分析器的声音感觉。但并非任何大小的声强都能引起人耳的听觉，必须在声强达到一定量值之后，才能引起人耳的听觉。通常人们把在声波频率范围内（ $20\sim20\,000\text{Hz}$ ）的最小声强刺激量叫做人耳的听阈。

听阈的大小一般有声探子声压值表示法和仿真耳中声压值表示法两种表示方法。

一、声探子声压值表示法

用声探子直接测定声强达到听阈时，用鼓膜附近的声压值来表示听阈的大小。

二、仿真耳中声压值表示法

此法是以刚能引起听觉时，耳机输出能量在仿真耳中所产生的声压来表示听阈的大小。这种表示法亦称为仿真耳等价听阈。因仿真耳与每个人耳的声学特性不完全相同，等价听阈与人耳的真正听阈有些差异。一般在语言频率范围内，两者基本相等。

图1—1给出了人耳的听阈曲线，它表示人耳的听阈随着

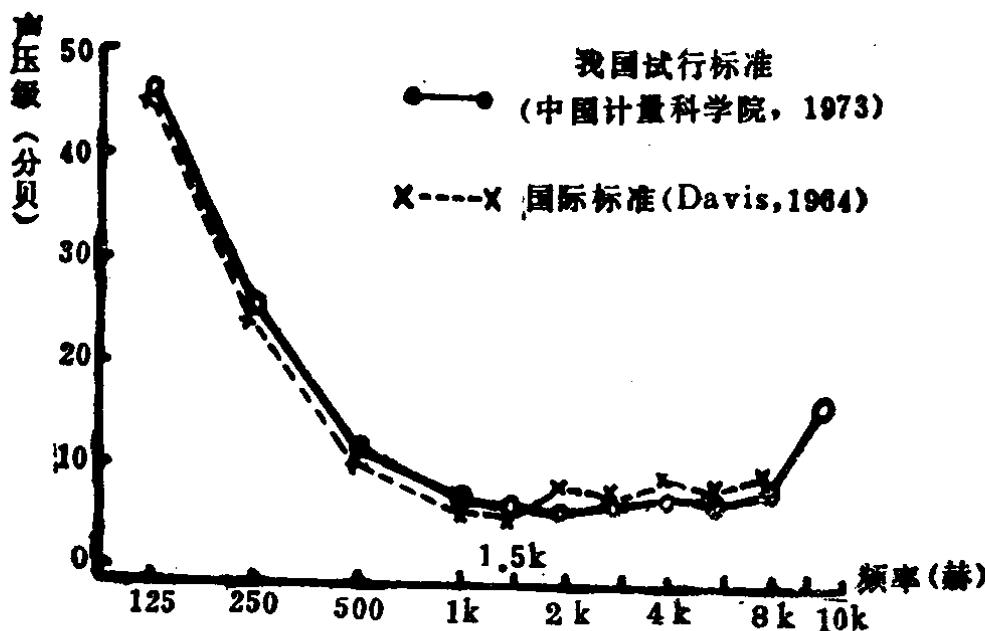


图1-1 人耳听阈曲线

音频不同而变化。在1000~8000Hz范围内听觉最敏感。在这个范围以外，随着频率的增高或降低，听阈愈来愈高，即在频率的高端和低端人耳的听阈曲线翘起，也就是说在这个频率范围（1000~8000Hz）以外，引起听阈所需要的声强增大。临幊上应用的听力计就是把正常人各频率的平均听阈当作0dB。它代表健康青年正常耳听阈的声压级的统计数值，代表一个国家或地区的听力标准。例如某耳聋患者对某个频率需要40dB声压才能听到声音，这就表示该患者对这一频率的听阈提高了40dB，亦即听力损失达到40dB。

在听阈以上，声音的响度随着刺激的增强而增大。当声压强度超过一定限度，刺激鼓膜与中耳时会产生触觉、压觉和痛觉，而不再是听觉。这个刚能引起感觉的声音强度称为感觉阈。感觉阈亦随声音的频率变化而不同。

在人类听觉范围内，高频与低频两端的听阈与感觉阈比

较接近。一般把听阈与感觉阈曲线之间的区域称为听觉感受区（如图1—2）。在听觉感受区内，存在着为听觉器官所能感受的不同强度与不同频率的全部声音。

听觉系统不仅具有感受声音刺激的功能，而且还能根据频率和强度将不同的声音区别开来。这一点也是听觉系统的重要特性。

一般辨差阈就是指听觉系统能辨别两个不同声音在某种特性（如频率、强度和时间间歇等）上的最小差异的能力。能辨别的最小频率差，称为频率辨差阈。频率辨差阈随着声音频率的不同而异。当声音强度为40dB时，在500~4000Hz范围内，频率辨差率为0.3%左右；对1000Hz的声音，人的辨差能力最高可达0.1%。一般把能辨别两个声音的最小强度差称为强度辨差阈。强度辨差阈也因声音本身的强度不同而不同。当声音强度为阈上50dB左右时，强度辨差阈为0.77dB左右。除此之外，听觉系统还具有辨别声音时间特性的能力，即能辨别两个长短不同的声音和辨别两个不同声音之间的时间间歇距离等。听觉系统的这种功能对人类生活中语言的识别、通讯以及音乐等领域的辨差识别具有重要的意义，尤其是在语言的计算机分析上有着重要的应用。

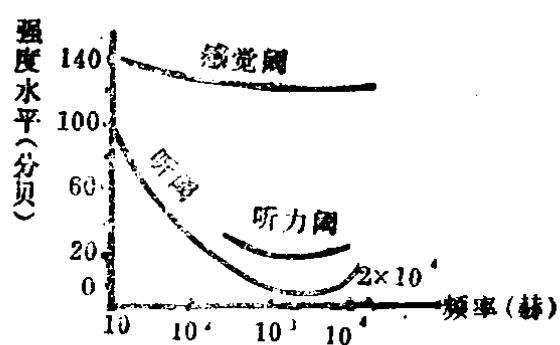


图1—2 听阈、感觉阈曲线

§ 1—3 声音的传导

人耳包括外耳、中耳和内耳三部分。从耳的生理功能来看，外耳起着集音作用。中耳起传音作用，它将空气中的声波传入内耳。内耳具有感音功能。传导到内耳的振动能量通过外淋巴液再作用于内耳的听毛细胞，将声音的机械振动能量转变为神经冲动，这即是内耳的感音功能。传音功能损坏后，声音仍可通过其他途径和方式传到内耳并产生听觉，而当内耳感音机构（主要是听毛细胞）损坏，则不能引起声音感觉，听觉功能也就丧失，就会出现全聋患者。

一般声音传入内耳的途径有两条：一是空气传导；二是骨传导。在正常情况下，是以空气传导为主。

一、空气传导

空气传导的途径，可表示为 8 页所示。

正常的空气传导以外耳→鼓膜→听骨链→前庭窗的径路最为有效。当镫骨底板振动时，蜗窗膜即向相反的方向振动，从而使内耳淋巴液发生波动，引起螺旋器上基底膜的振动，刺激毛细胞再转变为神经冲动而感音。

二、骨传导

声波经颅骨传入内耳的途径称为骨传导。一般骨传导主要有二种方式：即移动式和挤压式。二者协同可刺激螺旋器引起听觉，但其传音效能与正常的空气传导相比要小得多，

