



基础听力学

BASIC AUDIOLOGY

耿飏才 著

中国计量出版社

基础听力学

Basic Audiology

章句才 著

Professor Zhang Jucai

中国计量出版社

(京)新登字 024 号

图书在版编目(CIP)数据

基础听力学/章句才著. —北京:中国计量出版社,1995

ISBN 7-5026-0729-3

I. 基… II. 章… III. ①听力学-基本知识②听觉-学说 IV. ①R339.16②TB95

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (95) 第 01024 号

基础听力学

Basic Audiology

章句才 著

Professor Zhang Jucai

责任编辑 陈艳春

*

中国计量出版社出版

北京和平里西街甲 2 号

邮政编码:100013

中国计量出版社印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

版权所有 不得翻印

*

开本 787×1092/16 印张 10.75 字数 235 千字

1995 年 4 月第 1 版 1995 年 4 月第 1 次印刷

*

印数 1—2500 定价: 9.50 元

目 录

引言	(1)
第一章 听力学有关的声学参量	(3)
一、基本参量	(5)
(一) 声压与声压级	(5)
(二) 声强与声强级	(6)
(三) 声波的频率、波长及传播速度	(7)
(四) 声阻抗、力阻抗及类比	(8)
(五) 自由行波	(10)
(六) 声源指向特性	(11)
二、声场	(12)
(一) 自由声场与消声室	(12)
(二) 混响声场与混响时间	(13)
(三) 墙壁隔声性能	(15)
三、声信号	(15)
四、响度、响度级及计权量的计算	(19)
(一) 响度与响度级	(19)
(二) 等响曲线	(19)
(三) 响度与响度级之间的换算	(22)
(四) 响度指数——复合音的响度计算	(25)
(五) 计权声级 A,B,C,D,U 等	(25)
(六) 噪度与感觉噪声级	(29)
(七) 等效连续声级 L_{eq} 或等效连续 A 声级 L_{Aeq}	(30)
(八) 声暴露与声暴露级	(31)
(九) 噪声剂量	(31)
(十) 听力保护的噪声标准	(32)
(十一) 语言干扰级	(33)
五、声信号测量	(35)
(一) 声压传声器与声场传声器	(35)

(二) 声级计	(36)
(三) 各种带通滤波器	(37)
(四) 滤波器的优先频率	(38)
(五) 高通滤波器、低通滤波器	(38)
(六) 失真	(38)
(七) 电增益、声增益及频响	(40)
第二章 听力测定	(41)
一、纯音听力测定	(41)
(一) 普查测听	(41)
(二) 诊断与研究的听力测定	(43)
二、阈上听力测定与客观测听	(46)
(一) 双耳交替响度平衡试验	(47)
(二) 短增量敏感指数试验	(48)
(三) 斯廷格尔伪聋试验	(50)
(四) 阻抗测听技术	(50)
(五) 电反应测听	(53)
(六) 耳声发射	(60)
三、语言测听国际标准方法	(62)
四、声场测听国际标准	(70)
第三章 听力计及听力标准参数	(79)
一、听力计	(79)
(一) 听力计的分类	(79)
(二) 听力计的一般电声性能要求	(81)
(三) 测听耳机	(84)
(四) 仿真耳与仿真乳突	(89)
二、听力标准参数	(97)
(一) 测听设备校准用参考零级	(97)
(二) 自由场及扩散场接收条件下的参考听阈	(102)
(三) 气导听阈与年龄性别的关系	(103)
(四) 听力与种族、性别及地区的影响	(108)
(五) 测听环境噪声要求	(108)
(六) 测听耳机的耳垫隔声特性	(113)
(七) 测听室的设计原则	(113)
第四章 助听与护听	(116)
一、聋耳特征	(116)
(一) 听觉动态范围窄	(116)
(二) 高频听损严重	(116)
(三) 响度重振现象	(117)
二、助听的定量考虑	(117)

三、助听器的电声参数.....	(119)
四、助听器的校准装置.....	(120)
(一) 关于 IEC126-2cm ³ 耦合腔	(120)
(二) IEC711 标准-堵耳模拟器	(120)
(三) 关于 IEC959 标准-助听器声场测量用模拟人头与躯干	(124)
(四) 耳模的作用	(125)
五、助听器测试标准方法.....	(126)
(一) 助听器电声特性的国际推荐方法(IEC118-0 基本内容)	(126)
(二) 具有感应拾音线圈输入的助听器特性测量方法(IEC118-1 基本内容)	(131)
(三) 具有自动增益控制电路的助听器测量方法(IEC118-2 基本内容)	(133)
(四) 不完全佩戴在听者身上的助听器的特性测量(IEC118-3 基本内容)	(135)
(五) 带骨导耳机的助听器的测量(IEC118-9 基本内容)	(136)
(六) 助听器交货时质量检验的性能测量(IEC118-7 基本内容)	(139)
六、听力保护.....	(144)
附录 听力计国际标准 IEC 645 第 2、3、4 部分主要内容.....	(148)
参考文献.....	(154)
有关听力产品介绍.....	(157)
作者介绍.....	(164)

引 言

人类有文明史以来,就认定人耳是一切造物中最为微妙的机构,历代哲学家想方设法解释人耳接收声音的原理,提出种种理论.由于受解剖与观测技术的限制,使得听觉知识始终落后于视觉知识,这也许由于耳朵的绝大部分,尤其是听觉神经深埋在头颅之中的缘故.16世纪以后,已经开始掌握听觉的主要特征,提出外耳有保护作用;中耳充满“粘液”;内耳象一把乐器,能吸收声音并可产生回声.17世纪就有人提出大声音会导致听力损伤,就如同玻璃杯经不起急烈震颤的道理一样;又提出声音不是径直而是由听骨链传递到卵形窗的;还证实咽鼓管具有使中耳鼓室的空气保持新鲜的作用.19世纪以后,得益于显微镜的开发,Corti(1822~1876)对内耳的解剖分析成为后人了解耳蜗的起点.Helmholtz(1821~1894)将物理原理广泛地应用于生理学的研究,其中包括从鼓膜到听骨链的运动机理,提出著名的听觉共振理论,解释了人耳如何将复杂的声音分析成各种频率的成分.

近代对听觉机理的研究,首推美籍匈牙利物理学家 Georg. von. Bekesy(1898~1972),由于他对听力实验的建树而被授于1961年诺贝尔生物医学奖.他利用美国贝尔电话实验室的先进的显微镜及声学测量设施,致力于对耳蜗模型的实验分析,提出部位原理和频率原理,解释了听觉神经与听觉中枢,表述了赫姆霍兹听觉共振原理(后人也称为电话原理).还证实了耳蜗断面沿其长度存在劲度与质量的互换关系,揭示了波动沿耳蜗传播的特征,证实了耳蜗电位的存在.

20世纪的近20年来,出现了促进听力学发展的诸多技术因素与科学因素,电子显微镜技术、计算机技术、生理化学以及免疫化学等科学都聚焦于小小的内耳组织,并培育了中耳声阻抗测听技术,推进了脑干诱发电位的临床应用.利用电子耳蜗的埋植进行聋人听觉系统的电刺激,开辟了听觉重建的新领域.尽管还有许多技术问题仍有待攻克,但已经使得对耳蜗毛细胞的作用从认识进入到利用模拟的新阶段.[照片为Bekesy(右)与著名听力声学专家Smith Steven(1906~1973)于1937年在布达佩斯].



功归于电声测试技术的进步,使得听力工作者从本世纪80年代中期开始就尝试利用耳声发射信号的特征去判断耳蜗功能的健全程度,从而解释往往听力正常而在噪声环境中对语言

理解不佳的原因,但至今仍待取得肯定结论。

多学科对听觉研究的兴趣,已在世界范围汇成浩荡的学术队伍,他们分布在以下分支:

基础听力学——主要阐述听觉机理、听力评价以及听力补偿和听力保护所用工具的基本特性与公共规范。

临床听力学——以人耳解剖分析为硬件,观测听力的诊断、药效及听力重建的效果。

康复听力学——运用教育学、语言学、心理学等原则对聋人(尤其是聋儿)的训练,以期获得尽可能的听觉语言恢复。听力康复就其要求于设施与要求于教育两者而论,设施虽重要,但教育起主导作用,因此,康复听力学在设备先进的欧洲,也称为教育听力学。

以上康复听力学与教育学密切交融;临床听力学与耳科学相辅相成。但所有分支均得益于近代电子技术的推动,使得对听觉行为的评估得以用客观参数加以表达。

近十年来,世界范围基础听力学的研究,推动了国际标准和法制工作对听力专业的重视,在 ISO、IEC、OIML 机构中制订了有关听力的规范近 20 项,还有一些正在讨论之中。这些标准化文件不仅在发达国家引为准则,在广大发展中国家,也逐渐引为指南,以减少弯路,加速推进跨学科的交流。

参加国际上标准化活动的十年来,逐步加深了对基础听力学重要性的理解,感到有必要将其基本原则、标准方法和新近参数,统一仅供我国广大从事听力学研究、教学、临床听力测定、环境与职业噪声、听力普查、听觉与语言训练、听力仪表生产部门的同道们参考。

不同时期随同作者参加过听力研究工作的有戴苓萍、沈扬、陈迪、帅正萍、张勇强、邱建华、陈鸣等同志,谨此致谢诸位合作。在国际听力与声学标准化活动中得到各国专家的配合;尤其对 ISO/TC43(声学)主席 K. Brinkmann 教授及 U. Richter 博士的长期合作与友情在此深表谢意。最后衷心感谢全国各地声学界、医学界、教育界、康复系统等领域的师长同道们的支持与关心。

参与本书整理与抄写工作的有王荣华、张少华、章亚立。

第一章 听力学有关的声学参量

人耳的外观构造和它的精细组织都体现了巧妙的科学道理,尽管已经历几百年的理论与解剖的研究,但人们对耳朵的认识还远未穷尽。

由耳郭与外耳道组成的外耳,是听觉器官的前沿部位。从声学观点上解释,耳郭起着指向定位和收集声波的作用。因此,即便只是耳郭缺损或外耳道狭窄,也会在一定程度上削弱对声波的定位收集作用。此外,从生理功能上说,耳郭可阻碍外部的液体、气体及尘土直接侵入耳道,还具有稳定耳道温度的作用。从中医传统医学上说,耳郭是否还在经络原理上具有特殊的意义,成为古今中外广泛探讨的课题。

鼓膜以外的外耳道,是声波的通道,听觉的门户。由于平均长度为 2.5cm 左右,因此它对声波的传输有明确的影响。为了说明原理,我们可以把外耳道简单地看作一端固定(鼓膜位置)、一端敞开(耳道口)的空管。这个管内的空气柱在声波传来时将产生共振。而共振频率与管长有关,对于耳道这样的长度,最基本的共振频率在 3 400Hz 附近,声波中含有这一频率的成分,将因共振而使它靠近鼓膜的声音扩大 10 倍左右,按声学术语是提高声压级 15~20dB(分贝)。实际上由于耳道不严格是一端固定的空管,鼓膜具有一定的活动度;耳道壁也不是很光滑,因此耳道内的共振不是集中在一个频率,而是扩展到 2kHz 到 6kHz 的频率范围,也就是声波的这一频段的成分在耳道内均会由于共振而放大。

再来谈鼓膜的行为。鼓膜是一张直径不足 1cm、厚度为 1mm 左右的弹性膜。由于它的皮质柔性,控制鼓膜运动行为的主要因素是它的张力,而不是它的劲度,因此它比通常所见的“大鼓”、“小鼓”的鼓膜要灵敏得多,由于鼓的行为受劲度起主导作用,迟钝得只有“击鼓”才有声。而人耳的鼓膜即使有一个比蚊子小得多的昆虫撞到耳膜,都可以响到令人难忍的程度。

鼓膜既然是张力起主要作用,一经声波到达就使鼓膜形成振幅,它又会向边缘扩散,接着又反射到中央区域,反复叠加,在鼓膜中央区域激起尖峰。当传入的声波强烈到足以超过鼓膜张力的临界值时,就可能形成出血甚至穿孔,这就是为什么要在爆震条件下要注意听力保护。当然,在如此强烈的声暴露下,穿孔会不会造成事实,还受到其它因素如咽鼓管的开放状况、口腔系统有关肌肉的运动状况,以及其它保护性机制和个体差异所牵制。

外耳道共振作用的消极意义,是在当代强烈的工业交通及其它音乐、环境噪声的作用下,加重了对听力的损伤。它所带来的天然的积极意义是为语言通讯带来好处。因为语言中 3~4kHz 的成分对清晰度具有特别重要的影响。因此,外耳能够自动提高这一频段的语音信号的强度,纳入了有利于人类长期生存的因素。在漫长的发展史上,自然界的噪声始终是存在的,而

这种环境噪声主要是低频成分的噪声,因此外耳共振恰好提升比它们的频率更高的有用信号。

鼓膜内侧为中耳,连听骨链,周围是一个充满空气的小空间,也称鼓室,约 2cm^3 。当声波从耳道到达鼓膜时,首先震动了听骨链中连着鼓膜的锤骨,锤骨推动砧骨,砧骨又推动镫骨。声波在鼓膜外侧,是依靠空气传播;声波在鼓膜内侧,是依靠由以上三块听小骨组成的听骨链的固体传播。声波在固体中传播的速度要比空气中快得多,所以中耳可将由外耳传来的声音迅速地传送到内耳。中耳听骨链不仅是迅速传声,且由于听骨链的杠杆作用,还将声音放大了 $20\sim 30\text{dB}$,不过,中耳这一放大声音的功能受到听骨的韧带、鼓膜张肌及镫骨肌的调节作用。

与中耳相连的咽鼓管在声波传播与感受中起着明显的作用。咽鼓管使中耳鼓室通向鼻咽部,使中耳随时保持周围环境的压力,以便与鼓膜外侧大气压力相平衡,这样才使鼓膜有最佳的活动度并使鼓室空气保持新鲜。一旦闭塞就会使中耳气压与外界大气隔绝;我们在突然地进行升降运动时,由于不能很快地自动调节鼓膜内外侧的气压,因此不利于鼓膜的自然运动,会引起鼓膜挤痛的感觉。遇到这种情形,只要张张嘴,促进咽鼓管的空气流通,以重建鼓膜两侧的气压平衡。但由于咽鼓管开放时中耳与外界相通,就形成细菌侵入的危险,婴儿喂奶,儿童游泳戏水,都有可能从口腔、鼻腔经咽鼓管呛入脏液,引起中耳炎,严重的会使脓浆浸出鼓膜形成穿孔,甚至烂蚀听骨。

由于鼓膜的运动直接受到听骨链的牵制,因此中耳听骨链的功能状况也会直接在鼓膜的运动状况上反映出来,这一关系就被利用作中耳功能检查。

当声波从中耳镫骨将固体振动传到内耳时,声波的传播媒介又由固体变为液体。

中耳内侧的内耳,它的结构就更为复杂。这里是人体感觉声信号及判别空间方位的复杂部位。它的主要构件由半规管与耳蜗组成。由三个近乎彼此垂直相交成半圆形的半规管正是人体判断 $X-Y-Z$ 三维空间,即前后、左右、上下的定位平衡器官,它将外界方位空间的几何变化转变的主观感觉。耳蜗由底部到顶端为两圈半的蜗牛状组织。沿着不同的部位精细地感受声音不同的频率成分,从底部起感受高频成分逐渐向顶端感受低频成分,分配过程约 5ms 。这也是物理机制的表现,短的物体易受高频激励引起共振,长的物体易受相对低的频率激励引起共振。耳蜗充液,中耳镫骨的固体振动在此转换为液体振体。外耳充气与内耳充液的现实,形成声波不能长驱直入冲进内耳的条件,它恰好与中耳的放大作用相匹配。当强烈的声音逼近鼓膜时,辅助的肌肉可以调节张力以减小镫骨的振动幅度,以使内耳免受伤损。这种条件反射叫镫骨肌反射。由于它在接受声波约 0.5ms 后才起反应,因此对持续短暂的脉冲声,如枪声或爆破声,就难起保护作用。

内耳接到声波以后,耳蜗淋巴液起振,并按不同波长即相应的频率成分相应激励耳蜗基底两侧数以万计的某些听毛细胞(内毛细胞约 3500 个,外毛细胞约 20000 个)的运动,它的机械运动转换为生物电脉冲,电脉冲又送到听神经予以信息编码,这些编码信号送到脑干听觉中枢加以识别,最终引起我们对声音的听觉。耳蜗与脑干的声电反应,给我们提供了内耳检查的客观条件,即称为耳蜗电位及脑干诱发电位或大脑皮层诱发电位检查手段。

除了能对外界声信号的反应外,耳蜗系统自身也还自发地发射声信号,只要听力正常,这种耳声发射总是客观存在,尽管它微弱到只有几个分贝,但总可用先进仪器测量出来。但是这种耳声发射是什么机制,以及它的临床医学价值都还属于当今世界探索的研究课题。

我们必须认识一个有关内耳的一个明确公论,那就是内耳的听毛细胞是人体最娇嫩的器官,高噪声使其伤害,疾病、药物,甚至情绪均可招致严重损害,表现为毛细胞倒伏进而脱落,至

今尚不能医治使之死而复生,这是内耳损伤的特点。

听觉通路从鼓膜、听骨、耳蜗、听神经至听觉中枢,某个环节的故障,都可能引起听觉障碍。

一、基本参量

(一)声压与声压级

当物体发生运动时,和它相连的媒质就随之引起压力、质点速度等参量的变化,对于象空气这样的弹性媒质来说,遇有物体运动,毗邻的空气就出现压缩膨胀、稀疏稠密的周期性变化,并由近到远交替地向空间扩展,这就产生声波。空气固然是传播声波的基本媒质,但除此之外,液态或固态的弹性体,如海洋、地壳、冰层、铁轨等等,都可以发生和传播声波。

在以空气为例的弹性媒质中,声压是由于声波的存在而引起的压力增值。空气中原来就有比较恒定的静压力,即大气压,它是由于空气分子的不规则运动及相互排斥所引起的。声波是空气分子在这基础上有指向、有节律的运动。由于空气分子弹性好、阻尼损耗小,各方向性能相同,又有一定的压缩性,给声传播造成良好的传播条件。只要在大气中发生小小的微扰,就可使平衡的大气压力增添一微小的声压,并迅速传向各方。

大气压力或静压力用 p_s 表示,一个标准大气压力叫 1 巴(bar)或叫 1 000 毫巴。

声压用 p 表示,历来沿用微巴(μbar)为单位,它是巴的百万分之一,即 $1\mu\text{bar} = 10^{-6}\text{bar}$ 。 $1\mu\text{bar}$ 也是 1 达因/厘米²($1\text{dyn}/\text{cm}^2$)。由于近年国际上采用统一的力学与长度单位,故声压单位也放弃了微巴,而采用帕(Pa)(即帕斯卡 Pascal)为单位。 1Pa 定义为 $1\text{N}/\text{m}^2$,经换算 1bar 等于 10^5Pa ,故新、旧声压单位的关系是 $1\text{Pa} = 10\mu\text{bar}$ 。

从声波可使弹性媒质形成压缩与稀疏两种状态来考虑,声压可以是正值,也可以是负值。但通常所说的声压,均指它的有效值,即方均根(rms),故实际上总是正值。

讨论某一点的声压级,是用该点的声压 p 与参考声压 p_0 的比值取常用对数再乘以 20 的值,数值结果用 dB 或分贝表示,有时也称分贝为声压级的单位。

声压级习惯上常流行采用英文 Sound pressure level 的缩写 SPL 为符号,但目前国际上采用推荐符号 L_p 表达式为:

$$L_p = 20\log_{10} \frac{p}{p_0} (\text{分贝, dB})$$

式中参考声压

$$\begin{aligned} p_0 &= 2 \times 10^{-5} \text{Pa} \\ &= 20\mu\text{Pa} \end{aligned}$$

声压级是反映声信号强弱的最基本的参量。

例如:当声压为大气压的十万分之一(即 10^{-5}bar)时,它是多大声压级呢? 可将

$$p = 10^{-5} \times 10^5 \text{Pa} = 1\text{Pa}$$

代入上式得

$$L_p = 20\log_{10} \frac{10^{-5} \times 10^5}{2 \times 10^{-5}}$$

$$=20[\log_{10}1-\log_{10}2-\log_{10}10^{-5}]$$

$$=20[0-0.3+5]$$

$$=94(\text{dB})$$

这一数值是目前国际上流行声校准器所产生的声压级标称值之一。同理,百万分之一的大气压所对应的声压级为 74dB。

采用分贝表达声学量值的主要原因,首先由于人耳听觉对声信号强弱刺激的反应不是线性的,而是成对数比例关系,这与视觉对光强弱的反应相似。所以采用对数的分贝值可以适应听觉的特点。其次,日常遇到的声音,若以声压值表示,变动范围是很宽的。当用对数换算以后,就可以大为缩小声压变化的范围。最后,声学及听力测量中的电子仪表均用对数分贝值表达量程大小。

(二)声强与声强级

声强是指单位时间内(即每秒钟),声波通过垂直于声波传播方向单位面积的声能量,用符号 I 表示,单位用瓦/米²,即 W/m^2 。

对于球面波或平面波的情况,如果媒质密度为 ρ ,声速为 c ,则在传播方向,声强与声压存在简单的关系式:

$$I = \frac{p^2}{\rho c}$$

ρ 为空气密度,如以标准大气压以及 20℃ 时的空气密度与声速值代入,得 $\rho c = 408$ 国际单位值,也叫瑞利($\text{rayl} = 10\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}$)。称为空气对声波的特性阻抗。

某一点的声强级,是指该点的声强 I 与参考声强 I_0 的比值取常用对数再乘以 10 的值,也用分贝或 dB 表示。

$$L_I = 10 \log_{10} \frac{I}{I_0} (\text{分贝, dB})$$

参考声强

$$I_0 = 10^{-12} \text{瓦}/\text{米}^2 (\text{W}/\text{m}^2)$$

当声波传播可作球面波或平面波处理时,将声强与声压间存在的简单关系式,代入得:

$$\begin{aligned} L_I &= \log_{10} \frac{I}{I_0} \\ &= 10 \log_{10} \frac{\frac{p^2}{\rho c}}{\frac{p_0^2}{\rho c}} \\ &= 10 \log_{10} \frac{p^2}{p_0^2} \\ &= 20 \log_{10} \frac{p}{p_0} = L_p \end{aligned}$$

所以声强级往往近似地用声压级来代替,近似程度与大气温度有关,在室温情况下,二者相差(ρc 引起)不大于 0.16dB.

(三)声波的频率、波长及传播速度

运载声波的媒质,它在单位时间之内的交替次数和声源的激励条件有关,每秒钟交替变化的次数叫频率,记作 f . 而每秒交变一次叫 1 赫兹,简称为 Hz(这是为纪念德国物理学家 Heinrich Rudolf Hertz 而定的符号). 频率是噪声的主要属性之一,它将决定噪声的作用、影响以及声源的自身特征. 一定的结构、尺寸和材料,以及一定的激励方式,决定了具体系统的频率值,称为系统的固有频率. 当外界激发力的频率(也叫工作频率)与固有频率吻合时,就形成共振,共振时很微弱的激发力就可以引起很大的运动振幅.

媒质或振源每振动一次(或者说交替一次)所经历的时间,叫周期,记作 T ,单位为秒. 显然,周期越长频率越低,因此二者互为倒数,即 $T=1/f(s)$. 例如频率为 1 000Hz 时周期为 $1/1\,000s$,即 1ms,而频率为 1Hz 时的周期为 1s.

听力学研究的频率范围很宽,至少应包括从 20Hz 到 20 000Hz 的人耳可听声,存在声波现象的媒质中,质点沿声波方向振动一周期所传播的距离,或者说在波形上相位相同的相邻两点间的距离,即称为波长,记为 λ ,单位为米,习惯上也有以厘米为单位的.

根据波长 λ 及频率 f 的概念,可以理解声速 c 的意义为:在单位时间内,媒质内传播为数达 f 个 λ (波长)的总距离. 故有

$$c=f\lambda$$

这就是声速、频率、波长三者之间的关系式. 由于一定媒质的声速为常数,故频率与波长成反比关系. 例如,室温空气中频率 f 为 1 000Hz 的波长为:

$$\lambda=344(m/s)/1\,000(Hz)\approx 0.34m \text{ 或 } 34cm$$

同样,频率 f 为 10 000Hz 的波长约为 3.4cm. 其它数值的频率与波长的对应值见简图所示.

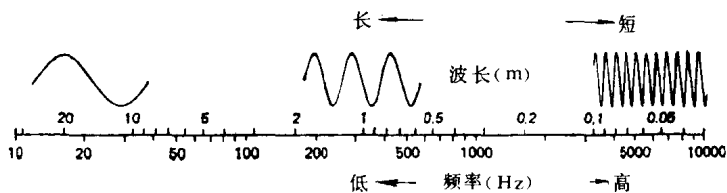


图 1—1 正常条件下空气中声波波长与频率的关系

无论是在气体、液体还是固体中,声波的传播速度(简称为声速),实质是媒质分子在无规则的热运动的基础上,附加的有规则运动向相邻分子作动量传递的快慢程度. 显然,媒质分子结构越紧密,内损耗特性越小,声速值就越大. 例如,空气、水、钢铁的物质特性决定了它们的声速比值约为 1 : 4 : 12,而软橡皮的声速为最低.

由于温度与媒质分子运动的活跃程度有密切的联系,所以当媒质温度升高时,声速相应增大. 以空气为例,声速 c 与温度 t 的关系可表示为:

$$c=c_0\sqrt{1+\frac{t}{273}}$$

式中： c_0 为 0°C 时空气的声速，对于通常的环境温度，即当 t 比 273 小得多时，上式可近似简化为：

$$c = c_0 + 0.6t$$

或

$$c = 331 + 0.6t$$

由此可见，大气温度每改变 10°C ，声速相应增减 6m。

声速常用于估计两地间的距离，因为差不多 3s 走 100m，每小时约走 1 188km，这相当于北京与上海之间的距离。当飞机超过声速值飞行（即京—沪航时不到 1h），即叫超音速，并用 M （马赫数）表示，例如 $1.5M$ 即为 1.5 倍的声速。以下是几种常见材料的声速值：

媒质名称	软橡皮	空气 (0°C)	空气 (20°C)	水 (13°C)	金	银	混凝土	冰
声速, m/s	70	331	344	1 441	2 000	2 700	3 100	3 200
媒质名称	铜	松木	砖	大理石	瓷器	钢	硬铝	玻璃
声速, m/s	3 500	3 600	3 700	3 800	4 200	5 000	5 000	6 000

（四）声阻抗、力阻抗及类比

声波在传播过程中，作用于某表面的声压 p ，与通过该表面的媒质体积速度 U 之比，叫做媒质的声阻抗，即： $Z_a = \frac{p}{U}$ ，复数表示式为 $R_a + jX_a$ 。

式中：实数分量 R_a 叫声阻；虚数分量 X_a 叫声抗。二者的单位都叫声欧姆。

与声阻抗相反，表达媒质传递声波的容易程度的量叫声导纳，它是声阻抗的倒数，即

$$Y_a = \frac{1}{Z_a}$$

声导纳也可分成虚、实两部分，实数分量为声导；虚数分量为声纳。

声导纳、声导、声纳的单位叫声姆欧。

如果把声阻抗写成以下复数分量形式：

$$Z_a = R_a + j \left(\omega M_a - \frac{1}{\omega C_a} \right)$$

则式中的 ω 称为角频率， $\omega = 2\pi f$ ； M_a 叫声质量，或叫声狙； C_a 叫声顺，也叫声容。声顺的倒数即 $1/C_a$ 叫声劲。

如果把式中的体积速度换成质点速度 u ，则该式可变为：

$$Z_s = \frac{p}{u}$$

对应的式变为:

$$Z_s = r_s + jx_s$$

Z_s 叫声阻抗率; r_s 叫声阻率; x_s 叫声抗率. 它们的单位为 $\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^2$ 叫瑞利. 声阻抗率有时也叫特性阻抗 Z_0 . 对于球面波与平面波的情形, 空气的声阻抗率 $Z_0 = 408$ 瑞利. 这也就是标准条件下的 ρc 值.

声阻抗各分量的物理意义是: 声阻是由于流体阻力或界面摩擦而把声能消耗为热能. 声阻或声质量是保持声载体惯性的体现, 是抵抗体积流变化的声学元件. 声顺或声容是容纳声能的体现.

在具体应用时, 一个小容器(如小管、小缝、小腔)的声阻或声质量可写成:

$$M_s = \frac{m}{S^2}$$

式中: S 为媒质截面积; m 为相应容器内媒质质量.

同样, 声容或声顺可写成:

$$C_s = \frac{V}{\rho c^2}$$

机械阻抗(力阻抗)是描述运动系统在受外力激励时, 它能响应运动的难易程度, 定义为:

$$Z_m = \frac{F}{v}$$

式中: F 为外界激励的作用力; v 为系统响应该力而产生的速度. 上式可以理解为阻抗 Z_m 就是系统产生单位速度所需的作用力.

讨论的作用力与速度是在系统的同一点时, 称为点阻抗, 不在一点时称为转移阻抗.

机械阻抗也是复数量, 也可分为虚、实两部分, 即:

$$Z_m = R_m + jX_m$$

R_m 叫力阻, X_m 叫力抗. 机械阻抗、力阻、力抗的单位叫力欧姆.

把上式的机械阻抗写成以下复数分量形式:

$$Z_m = R_m + j \left(\omega M_m - \frac{1}{\omega C_m} \right)$$

则式中的 M_m 为质量; C_m 叫力顺, 力顺的倒数 $1/C_m$ 叫劲度.

机械阻抗的倒数叫力导纳, 即:

$$Y_m = \frac{1}{Z_m}$$

由于声学、力学系统与电学系统中各参量的数学表示式(尤其是微分方程)极为相似, 因此人们往往把复杂的声学系统或力学系统模拟为熟悉的电学系统, 从而可用电参量来研究声学问题, 这就是机-电-声类比, 主要参量类比见下表:

声 学 量		力 学 量		电 学 量	
参量名称	符 号	参量名称	符 号	参量名称	符 号
体积速度	U	速度	v	电流	I
声压	p	力	F	电压	V
声质量	M_a	力质量*	M_m^*	电感	L
声顺	C_a	力顺	C_m	电容	C
声阻	R_a	力阻	R_m	电阻	R
声阻抗	$Z_a = p/U$	力阻抗	$Z_m = F/v$	电阻抗	$Z = V/I$

* 力质量 M_m 即质量 m .

主要类比元件见右图.

将声学系统或力学系统用电网络来表示,叫做类比电路,或等效电路.当电路中的参量采用上表中的对应关系时,即力学系统中的力 F 对应电学系统中的电压 V ;速度 v 对应于电流 I ,由此作得的线路叫阻抗型类比或正类比.有时也可令速度 v 对应于电压 V ;力 F 对应于电流 I ,由此作得的线路叫导纳型类比或叫反类比.

(五)自由行波

如果声波只沿一个方向传播,它的波阵面为一平面,这样的声波称为平面自由行波,或叫平面行波.平面行波在传播过程中,除媒质吸收或耗损一部分声能之外,其余声能在传播方向到处相等.

实际上,这种理想的平面行波是不存在的,但在自由声场中距声源远处,或一端装有吸声材料的管道中,可近似地看成平面行波.当不考虑是否存在反射时,平面行波常简称为平面波.

球形声源发出的声波,它的波阵面呈同心球面,当声源球体很小时,或者距离较远,球面声源的作用就成为点声源.当不考虑反射的存在时,球面行波常简称为球面波.

假定某声源发出的声功率为 P ,则在离它 r_1 与 r_2 的对应两点 A 、 B 的声强为:

$$I_1 = \frac{P}{4\pi r_1^2},$$

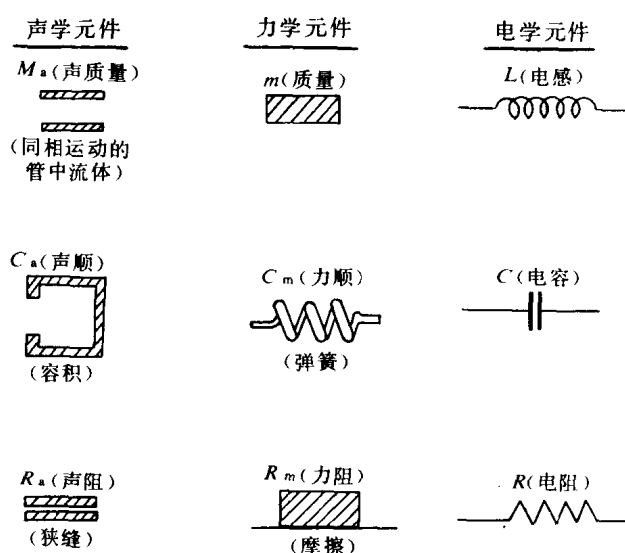


图 1-2 声-力-电类比元件对照图

$$I_2 = \frac{P}{4\pi r_2^2}$$

对应的声强级为:

$$L_{I_1} = 10 \log_{10} \frac{I_1}{I_0}$$

$$L_{I_2} = 10 \log_{10} \frac{I_2}{I_0}$$

A、B 两处声强级的差值为:

$$\begin{aligned} \Delta L_I &= 10 \log_{10} \frac{I_1}{I_0} - 10 \log_{10} \frac{I_2}{I_0} \\ &= 10 \log_{10} I_1 - 10 \log_{10} I_2 = 10 \log_{10} \frac{P}{4\pi r_1^2} - 10 \log_{10} \frac{P}{4\pi r_2^2} \\ &= 10 \log_{10} \left(\frac{r_2}{r_1} \right)^2 \\ &= 20 \log_{10} \left(\frac{r_2}{r_1} \right) \end{aligned}$$

根据空气中平面波与球面波的声强级等于声压级的原理,故这里声强级的差值也等于声压级的差值,于是上式也可写成:

$$\Delta L_I = \Delta L_p = 20 \log_{10} \frac{r_2}{r_1}$$

在声场测听中,如果声源声场条件基本上满足自由场,则可利用上式估计距离不同位置的声压级.例如: $r_1=1\text{m}$ 处的声压级 $L_p=80\text{dB}$,可估计 $r_2=10\text{m}$ 处的声压级.根据上式有:

$$\Delta L_p = 20 \log_{10} \frac{r_2}{r_1} = 20 \log_{10} \frac{10}{1} = 20\text{dB}$$

所以 $r_2=10\text{m}$ 处的声级估计为 $80-20=60\text{dB}$.

最具有意义的是距离成倍增加时的情形,因这时距离 $r_2=2r_1$

相应的声压级变化为:

$$\Delta L_p = 20 \log_{10} \frac{r_2}{r_1} = 20 \log_{10} \frac{10}{1} = 20 \log_{10} 2 = 6(\text{dB})$$

上式表示:距离倍增,声压级降低 6dB,这是噪声测量中考核声场是否接近自由场条件的有用关系.必须注意,在离声源太近,或者离声源虽远但靠近墙壁或其它机件时,就不能轻易利用这一关系.上述关系见图 1-3.

(六)声源指向特性

由于绝大多数声源既不是点声源,也不是球面声源.因此它向四周发射出的功率是不均等的,有的方向强些,有的方向弱些,呈现一定的指向特性.