

AUDIOMETRY AND HEARING AIDS FITTING

听力测定与助听器选配

章句才 著



中国计量出版社

53.568

537

DG68/01

听力测定与助听器选配

章句才 著



中国计量出版社

1014016

数字资源
PDG

内 容 提 要

本书作为听力计量的基础，介绍了人耳及测听学的声学概念；听力计、耳机、仿真耳及仿真乳突等基本知识；有关测听的标准参数及标准方法；助听器的特性及其校准与选配。书中全面提供了该领域的国际标准、定义与术语。

本书可作为耳鼻喉科、声学、教育听力的教学材料，也可作为耳鼻喉科门诊医生、劳动保护工作者、听力障碍语言康复训练、助听器的生产厂与销售部门，以及听力声学的标准与计量工作者的工具参考书。

听力测定与助听器选配

章句才 著

责任编辑 陈艳春

中国计量出版社出版

北京和平里11区7号

中国计量出版社印刷厂印刷

新华书店北京发行所发行

开本 787 × 1092/32 印张 11 字数 243 千字

1988年12月第1版 1988年12月第1次印刷

印数 1—5 000

ISBN 7-5026-0175-9/TB·152

定价 5.90 元



前 言

听觉是人们在多维生活中最为锐利的器官，研究听觉成为声学、心理生理学、医学以及环境科学的持久任务。

随着近代人类对环境效应、药物效应，以及教育、就业、生活中对灵敏性体质参数的关注，听力认识已变为现实的听觉研究的重心。为此而创立的各种测量工具与方法竞相更新。与此同时，随着科学技术的发展与生活水平的提高，有条件从听力改善方面施行幼老保健，促进他们更多地接收时代新信息的事业日见普及，来自400多个厂家向世界各地提供各式各样的助听器，它们名目繁星、各显功效，成为艺术与科技之结晶。而尽管它们几乎漫无边际地标新立异，而其指标与质量都可以在统一的标准指导下作出科学计量。这一领域的器具，有竞争有控制是符合社会利益的，因为它们必竟不是收音机、电视机之类的声像产品，对使用者来说，有与无、优与劣，往往以一定程度关系到生活的安全与幸福。

一些工业发达的国家，均以数十年努力，建立强大的听力计量研究基地，他们的成果成为国家标准与国际标准的基础。使他们有条件一头抓测验量值的准确性，另一头抓为千家万户所欢迎的助听器计量。

我国自60年代中期开始筹备听力计量标准的研究。首先用三年时间进行了20多个民族的外耳道物理尺寸的测量，紧接着作了外耳声学频率响应自动记录曲线的实验统计。在此基础上提出仿真耳模型的概念。此后用近10年时间进行

1014016

了气导听力零级的实验室测定。在取得上述气导听力的基本数据以后，70年代后期开始了骨导听力的研究工作，测定了不同年龄组人体头部的机械阻抗（力阻抗）特性。到80年代中期，完成了骨导听阈的实验室测定及临床验证工作。

经过20多年实践以后的今天，目前我国已建立了国家听力计量基准；颁布了有关听力计的国家标准及国家检定规程；听力计已纳入国家强制检定计量器具项目；一大批中央与省市级听力检定人员通过了合格考核。因此，已为统一全国的听力计量量值奠定了良好的基础。

与此同时，我国在近年内已制定了一系列有关听力与助听器的国家标准。在这些标准的指导下，为适应国外情况与国内需求，先后进行过两次全国助听器的对比测量。这方面也已有力地推动了我国助听器行业的质控水平。

随着人民生活水平的提高，听力计量事业正在发展，这方面的知识有待深入与普及。为此综合以上内容，谨出版听力测定与助听器选配一书。全书共分14章，前10章讲述听力测定，后4章介绍助听器的选配基础。

拟写此书，不断收到同行专家赠送的资料，这里谨感谢联邦德国的K.Brinkmann（现任ISO/TC 43《声学》主席及ISO/TC 43-SC 1《噪声》主席，PTB声学标准室主任）及U.Richter（IEC/TC 29《声学》听力专家）；丹麦的H.Bergenstoff（Danavox总工程师）及P.E.Lyregaard（Oti-con研究工程师）；加拿大的P.Madsen（Madsen董事长）；英国的M.S.Shipton与D.M.Robinson（国际标准的主导者，后者为前NPL声学处处长）；美国的L.H.Royster（美国声学学会噪声分会前主席）、J.H.Johnson（Zenetran董事长）、E.H.Berger（耳机国际标准主导者）；日本的境久雄（日本声学学会噪声分会前主席、NHK基础所声学室前

主任)等。

王荣华高级工程师承担全书的整理与抄写工作。

书中不免有疏忽甚至谬误之处，敬望各方专家及读者指正。

作者

1988年1月，北京
于中国计量科学研究院声学室

目 录

第一章 测听中的声学概念	(1)
1. 传播	(1)
2. 频率与波长	(2)
3. 声压、声压级与分贝	(3)
4. 响度与响度级	(5)
5. 自由场听音条件下的纯音等响度线	(7)
6. 测听中纯音及噪声的分类	(10)
7. 声阻抗概念	(16)
8. 电增益、声增益及频响	(18)
9. 失真	(19)
10. 频率分析与滤波通带	(20)
第二章 人耳的物理特性	(23)
1. 外耳	(23)
2. 中耳	(28)
3. 内耳	(29)
第三章 听力计	(34)
一、听力计的分类	(34)
二、听力计的一般电声性能要求	(36)
三、听力计的性能考核	(44)
四、听力计的国家检定规程	(46)
1. 技术要求	(46)
2. 标准设备	(47)
3. 检定项目和检定方法	(47)
4. 检定结果的处理	(50)

五、国内外常见听力计的主要指标	(51)
第四章 测听耳机	(53)
1. 测听耳机特性的要求	(53)
2. TDH-39 耳机	(53)
3. TDH-39 耳机的缺点与改进	(55)
4. 测听耳机用降噪耳罩	(58)
5. 测听耳机性能的测量方法	(60)
6. 测听耳机的维护	(62)
第五章 仿真耳	(64)
一、仿真耳设计的发展	(64)
1. 直观模拟	(64)
2. 尺寸模拟	(65)
3. 阻抗模拟	(66)
4. 频响模拟	(66)
二、国际组织的建议	(67)
三、若干标准仿真耳的图示	(68)
四、各主要仿真耳若干性能对照	(76)
五、仿真耳标准发展简历	(78)
六、测听耳机校准用 IEC-303 临时参考耦合腔	(80)
七、测量耳机校准用宽频带仿真耳	(84)
八、耳罩式耳机电声测量用耦合腔	(97)
1. 定义	(97)
2. 一般要求	(98)
3. 耳机框架	(98)
4. 耳机定位	(98)
5. 耦合腔的校准	(98)
6. 力的施加	(100)
第六章 气导听力零级	
1. 气导听力零级与可听阈的区别	(101)

2. 听力零级的产生	(102)
3. 听力零级的标准数值	(104)
4. 其它耳机的听力零级过渡	(108)
5. 日本耳机的听力零级	(108)
6. 中国耳机的听力零级	(109)
7. 气导听阈与年龄性别的关系	(110)
8. 听力与种族、性别及地区的影响	(115)
第七章 骨导听力标准	(119)
一、人体头部的机械阻抗值	(119)
1. 原理与方法	(119)
2. 实验结果	(123)
二、标准装置——仿真乳突与仿真头骨（前 额）	(127)
三、骨导听力零级标准	(134)
四、骨导耳机校准实践	(138)
第八章 测听方法、程序与要求	(144)
一、工矿、部队、学校的听力普查	(144)
二、临床与研究的听力测定	(149)
三、耳聋分级与测量	(156)
第九章 阈上听力测定与客观测听	(159)
一、双耳交替响度平衡试验 (ABLB)	(159)
二、短增量敏感指数试验 (SISI)	(162)
三、阻抗测听技术	(163)
四、电反应测听	(169)
1. 脑干诱发响应 (ABR) [.....	(172)
2. 耳蜗电图 (ECOG)	(176)
第十章 测听环境噪声及测听室的设计原则	(181)
一、工业噪声听力普查用测听室容许最高 噪声	(181)

二、环境噪声的心理声学检查	(183)
三、临床与科研测听用测听室的容许最高 噪声	(183)
四、测听室的设计原则	(188)
1. 墙壁、门窗、空气隔声量的理论计算	(188)
2. 撞击声的隔离措施	(190)
3. 地基的隔振考虑	(190)
五、测听室实物举例	(192)
第十一章 助听器的作用、种类、符号标志 及分类	(194)
一、助听器的种类	(195)
二、助听器的性能	(199)
三、助听器的特性指标	(203)
1. 音量控制	(203)
2. 音调控制	(208)
3. 电话拾音线圈	(204)
4. 助听器放大量的限制	(204)
四、助听器及其有关设备的符号与标志	(210)
1. 范围	(210)
2. 对象	(210)
3. 总要求	(211)
4. 控制挡的标志	(211)
5. 其它标志与表示	(211)
6. 在助听器插入式耳机上的标志	(211)
7. 助听器骨导耳机的标志	(218)
五、助听器的分类	(218)
第十二章 助听器的校准装置	(220)
一、关于 IEC 126-2 cm ³ 耦合腔	(220)
二、IEC 711 标准——堵耳模拟器	(222)

1. IEC 711 的有关定义	(222)
2. IEC 711 的一般要求	(223)
3. IEC 711 的性能指标	(223)
4. IEC 711 的性能测试	(226)
5. 耦合装配	(226)
6. 堵耳模拟器校准的实际装置	(231)
三、Zwislocki (茨威斯洛基) 耦合腔	(232)
四、Keller 耦合腔	(235)
五、PTB 耦合腔	(236)
六、KEMAR 装置	(237)
七、人体模型国际建议	(241)
1. 几何参考位置	(243)
2. 坐标图及声入射的掠射角与仰角	(243)
3. 人体模型的身体特征	(243)
4. 耳道的要求	(255)
5. 制作材料	(256)
6. 标志方法	(256)
7. 人体模型的声学特性	(256)
第十三章 助听器特性的测量	(260)
一、助听器电声特性的国际推荐方法 (IEC-118)	
基本内容	(261)
1. 本方法可实现的测量项目	(261)
2. 术语解释	(261)
3. 测试设备	(263)
4. 测试条件	(265)
5. 测量	(267)
6. 频率响应记录纸	(270)
二、具有自动增益控制电路的助听器测量方法	
(基本内容)	(270)
1. 术语解释	(270)

2. 稳态输入/输出特性曲线.....	(273)
3. 动态输出特性	(273)
三、具有感应拾音线圈输入的助听器特性测量	
方法 (基本内容)	(274)
1. 术语	(274)
2. 测试空间	(275)
3. 磁场源	(275)
4. 测量程序	(276)
四、不完全佩戴在听者身上的助听器的特性	
测量 (基本内容)	(277)
1. 测试项目	(277)
2. 测试设备	(278)
3. 测试程序	(278)
4. 无线电传输情形的发射与接收器件	(279)
五、带骨导耳机的助听器的测量	(279)
1. 有关的术语解释	(279)
2. 测试设备	(280)
3. 测试条件	(281)
4. 测量	(283)
5. 频率响应记录纸	(284)
六、助听器交货时质量检验的性能测量.....	(284)
1. 范围	(284)
2. 目的	(284)
3. 总条件	(285)
4. 术语解释	(285)
5. 标称特性	(286)
6. 测试空间与测试设备	(287)
7. 测试条件	(289)
8. 测试项目	(290)
七、助听器测量方法的类型	(295)

第十四章 助听器的选配及故障判断	(301)
一、听力图是选配助听器的大致“处方”	(301)
二、选配助听器的性能判断	(303)
三、助听器选配要熟悉插入增益概念	(303)
四、助听器应选择尽可能平滑的频率响应	(305)
五、区分传导性听力障碍与神经性听力 障碍	(307)
六、有听力重振现象者应选用有自动增益 控制特性的助听器	(309)
七、耳模的作用	(309)
八、助听器耳机	(313)
九、插入式耳机的乳头状接头的基本尺寸	(313)
十、助听器插头的尺寸	(315)
十一、助听器故障判断指南	(318)

第一章 测听中的声学概念

听力测定是用仪表装置确定听觉功能健全程度的过程。近三四十年来，测听用的仪表装置应主要指听力计。听力计是按照一定的声学要求而制造的医用设备。因此必要的声学知识的掌握，是正确使用听力计，合理地完成测听程序的重要条件。与听力测定有关的声学知识，主要是声波的传播以及人体感受的量值概念。

1. 传 播

凡是声源发出的声波首先通过空气媒质，然后到达人耳听觉系统或其它接收器的叫空气声。这一传播过程叫空气传导或气导，听力计常标以 AC (Air Conduction)。

当声源激励先通过固体媒质振动，然后再向空气媒质发出的声波；或者通过固体媒质振动直接向听觉系统传播的，就叫固体声。这一过程叫固体传声。通常人们对话时，讲话引起的声波通过空气传至对方耳朵，这是空气声与空气传导的例子。隔壁邻居的收音机播放通过窗户传进来的声波，也是空气声的例子。但通过楼板墙壁或自来水管的振动发出的声波叫固体声。音叉作为声源振动它在耳旁发出的声音是空气声；当音叉与颅骨接触向中耳内耳听觉传播的声音为固体声。由于这一传导过程的固体媒质为骨组织，故在听力测定中又具体化为骨传导或骨导，标以 BC (Bone Conduction)。听力测定用气导耳机发出的声波经过外耳的空气再由鼓膜向中耳内耳传播，叫气导。听力测定用骨导耳机发出的声振动经过乳突或前额部位直接向耳道壁及中耳听骨链向内耳传播，

因而叫骨导。助听器的耳塞（或叫插入式耳机）用于气导，而眼镜式助听器体现了骨导特性。在助听器的情况下，气骨导往往不能绝然分开，耳塞的声信号除主要推动鼓膜以外，也会在一定程度上直接使耳道壁振动。同样眼镜架上的助听器骨导耳机有时在一定程度上辐射空气声。至于带耳塞的眼镜式助听器不主要应用骨导原理。

2. 频率与波长

频率 f 是听力学中的主要参量。它决定了声源或听力的性质。频率是单位时间 (s^{-1}) 物体振动的次数。频率单位应以 Hz 表示。把频率叫周波，以及把频率单位叫周，或 C/s，这种称呼已经不用。

频率的倒数是周期，用符号表示为 T

$$T = \frac{1}{f} \text{ (s)} \quad (1-1)$$

听力测定中最有用的频率为 1 000(Hz) (有时写为 1 kHz)，它所对应的周期为 $1/1\,000$ s，即 1 ms。

声波在一个周期内所传播的距离称为波长，记为 λ 。

声波传播的速度，即叫声速，记为 c 。声速、频率、波长三个参量之间的关系可写成

$$c = f\lambda \quad (1-2)$$

具体媒质，都有大致不变的声速值。物质结构越紧密，也就是媒质分子间距离越小，并且当内耗阻尼愈小时，愈有利于声波的传播，因此声速值就较大。例如钢铁、榆木、水、空气四者的声速值依次约为 5 100、4 300、1 445、331(m/s)。人体头部颅骨中的声速比空气中大得多。

此外，由于温度与媒质分子运动的活跃程度有密切关系，使得当媒质温度升高时，声速相应增大。以空气为例，声速 c 与温度 t 可大致表为

$$c = 331 + 0.6 t^{\circ}\text{C} \quad (1-3)$$

温度每升高 10°C ，声速可增大 6 m/s 。空气在 0°C 时的声速为 331 (m/s) ， 20°C 时就增大到 344 (m/s) 。如以 340 (m/s) 计算，测听有用频率 1000 Hz 及 2000 Hz 的波长分别为 34 cm 及 17 cm ，见图 1-1 的 (1) 及 (2)。

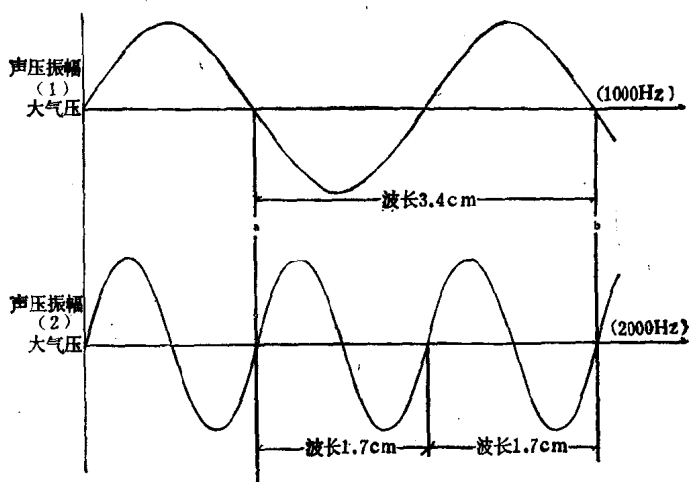


图 1-1 波长与对应频率示意图
1 000 Hz (1) 与 2 000 Hz (2)

3. 声压、声压级与分贝

我们所熟知的大气压，是由于空气分子固有的不规则运动及相互排斥而形成的静压力。一个标准大气压叫 1 巴，气象上往往用毫巴表示，例如北京地区的正常气压为 1013 毫巴。但是压力单位统一用牛顿/平方米 (N/m^2) 叫帕 (Pa) 的名称表示， $1\text{ 巴} = 10^5\text{ 帕}$ 。因此单位帕比巴小得多。

因声波而出现的大气压力增值即为声压，用小 p 表示，计量单位与大气压相同。但从数值上说，声压在通常情况下

小到不能和大气压相比拟。例如一个相当于十万分之一大气压的声压，已几乎超过噪声污染标准。如果这一声压是 1 000 Hz 的纯音，这样的声音如果听不见，则在听力学上，已接近全聋的听阈。

声波每秒钟通过垂直于声波传播方向的单位面积的能量，叫声强，用符号 I 表示，单位取瓦/平方米 (W/m^2)。术语声强在噪声与超声领域使用频繁，在听力学中应用不多。但鉴于空气中的声压级与声强级等值，所以往往耳科书中将声强级与声压级相混使用，这也并不会引起数值上差错。

声压级是最常用的声学参量。它所讨论的声压 p 与参考声压 p_0 的比值取常用对数后以 20 倍乘的值，称为分贝，以 dB 表示，即

$$\text{声压级} = 20 \lg \frac{p}{p_0} \quad (\text{dB})$$

式中参考声压 $p_0 = 20 \times 10^{-6} \text{ Pa}$ 或 $20 \mu\text{Pa}$ 。

在过时的厘米·克·秒单位制中，声压曾用微巴(达因/平方厘米)表示， $p_0 = 2 \times 10^{-4} \mu\text{bar}$ 。所以 $1 \text{ Pa} = 10 \mu\text{bar}$ 。

根据上述声压级的定义表示式，就可以方便地计算出前面举例提到的十万分之一的大气压所对应的声压级：

由于 1 个大气压 (1 bar) 为十万帕，故十万分之一的大气压即为 1 Pa。对应的声压级为

$$\begin{aligned} L_p &= 20 \lg \frac{1}{2 \times 10^{-6}} \\ &= 20(\lg 1 - \lg 2 - \lg 10^{-6}) \\ &= 20(0 - 0.3 + 5) \approx 94(\text{dB}) \end{aligned} \quad (1-4)$$

采用“级”或分贝数表达声音强度的原因可概括为三条：