



高等院校听力学专业系列教材

诊断听力学

DIAGNOSTIC

AUDIOLOGY

主 编◎王永华 徐 飞



ZHEJIANG UNIVERSITY PRESS

浙江大学出版社



高等院校听力学专业系列教材

诊断听力学

主 编 王永华 徐 飞



ZHEJIANG UNIVERSITY PRESS

浙江大学出版社

图书在版编目(CIP)数据

诊断听力学 /王永华,徐飞主编. —杭州:浙江大学出版社,2013.11
ISBN 978-7-308-12247-4

I. ①诊… II. ①王… ②徐… III. ①听力障碍—诊断学 IV. ①R764.430.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2013)第 219822 号

诊断听力学

王永华 徐 飞 主编

责任编辑 张 鸽(zgzj33@gmail.com,zgzup@zju.edu.cn)

封面设计 黄晓意

出版发行 浙江大学出版社

(杭州市天目山路148号 邮政编码310007)

(网址: <http://www.zjupress.com>)

排 版 杭州星云光电图文制作工作室

印 刷 杭州杭新印务有限公司

开 本 787mm×1092mm 1/16

印 张 11

字 数 282 千

版 印 次 2013 年 11 月第 1 版 2013 年 11 月第 1 次印刷

书 号 ISBN 978-7-308-12247-4

定 价 22.00 元

版权所有 翻印必究 印装差错 负责调换

浙江大学出版社发行部联系方式:0571-88925591;<http://zjdxcbbs.tmall.com>

前言

听力学作为一门新兴的交叉学科,其发展壮大离不开人才的培养。与国外听力学人才规模、规范程度相比,我国的听力学人才培养与庞大的听障患者数量极不相称。自1999年起,国内多个高校尝试开展听力学高等教育,培养听力学专业人才。2002年,国家教育部首次批准听力学专业成为我国本科教育目录外专业,浙江中医药大学听力学专业也成为当时全国唯一的听力学本科专业。这标志着我国的听力学人才培养进入正规、持续发展阶段。10余年来,听力学发展迅速,对听力学教育的要求也不断提高。其中,最突出的问题是缺乏合适的听力学教材。近年来,在国家教育部、浙江省教育厅的支持下,浙江中医药大学听力学专业先后被列为国家特色专业和浙江省重点专业,使得听力学教材的建设得到有力的支持。

为了适应我国听力学教育及听力康复行业发展的需要,服务于听力康复实践和理论教学,我们组织编写了本教材。本教材主要介绍诊断听力学的相关理论知识和实践技巧,注重医学、声学、电子学、分子生物学、计算机信息技术等多学科交叉,既吸收了上述知识,但又注意不偏离听力学实践需要,兼顾先进性及实用性。希望使读者掌握各种听力学诊查方法,对听力障碍类型、程度进行正确的判断,以便开展听力鉴定、评残和康复工作,同时也可为耳科、神经科临床诊疗提供依据,为言语疾病诊断提供建议。

全书共9章,可以归纳为两个方面内容:①介绍听力学一些主要测试技术的方法和原理。②对这些测试结果进行解释、分析以获得听力学诊断。前者尽可能采用现有的国家或国际推荐标准,后者注重与医学诊断的区别。

诊断听力学作为听力学基础课程,是指导听力学工作者开展临床工作的重要工具。本书注重实用性,力求贴近听力学实践,既可为不同层次的人员提供参考,包括听力学本科、专科学生、听力师、医生、助听器验配师,也可为聋儿教师、聋儿家庭、听障人士自身提供参考。

本书涉及的一些听力学基础理论将不会详细介绍,因此需要读者具备包括听觉声学、听觉生理学、听觉心理学等方面的基本知识。本书以教材的性质编写,因此对于一些尚缺乏足够科研及临床资料支持的最新测试技术、方法和材料暂不考虑介绍,望读者谅解。

姚民路等同学参与了本书的部分校对工作,在此向她们表示感谢!本书的编写参考了大量国内外新近的研究,在此谨对相关作者表示衷心的感谢。鉴于涉及资料众多,部分参考文献未能完整列出,敬请谅解。由于听力学的发展远超出编者所能论及的范围,因而书中不当之处在所难免,恳请读者批评指正。

作者
2013年10月

《诊断听力学》编委会

主 编 王永华 徐 飞

副主编(按姓氏笔划排序)

王 枫 田成华 苏 俊 赵乌兰

胡旭君 蒋 雯 管燕平

编委会(按姓氏笔划排序)

王永华 王 枫 田成华 朱淑丰

苏 俊 赵乌兰 胡旭君 徐 飞

蒋 雯 管燕平



目 录

总 论	1
第 1 章 纯音测听	5
1.1 听阈和听力级	5
1.2 听力计	6
1.2.1 听力计类型	6
1.2.2 听力计主要部件及其工作原理	7
1.2.3 听力计电声性能要求	8
1.2.4 听力计的校准要求	10
1.2.5 听力计的常规及主观检查方法	11
1.2.6 听力计的定期客观检查	11
1.2.7 基本校准检查	16
1.3 测听环境	16
1.3.1 测听室设计与建造	16
1.3.2 背景噪声要求	17
1.4 纯音测听方法	20
1.4.1 气导测听法	21
1.4.2 骨导测听法	23
1.5 声场测听与扩展高频测听	25
1.6 影响测听结果的因素	26
1.6.1 环境设备因素	26
1.6.2 受试者因素	26
1.6.3 测试者因素	26
1.7 测听结果的解释	27
1.7.1 听力图	27
1.7.2 听力曲线类型	28
1.7.3 听力损失分级	29
1.7.4 听力损失性质分类	29
第 2 章 声导抗测试	31
2.1 声导抗概述	31
2.2 中耳声导抗测试仪	31
2.3 测试原理	32
2.4 声导抗测试	32
2.4.1 鼓室导抗图	32



2.4.2 鼓室导抗图相关测试	34
2.4.3 声反射测试	38
第3章 言语测听	42
3.1 言语测听发展历史	42
3.2 言语测听设备	43
3.2.1 言语听力计	43
3.2.2 言语测试材料	44
3.2.3 言语测听室	47
3.3 言语测试方法	48
3.3.1 测试前准备	48
3.3.2 言语测试项目	48
3.4 言语听力图	50
3.5 影响言语测试的因素	51
3.5.1 测试材料与给声方式	51
3.5.2 测试信号的声学特性	51
3.5.3 测试方法	51
3.5.4 评分方法	51
3.5.5 患者相关情况	51
3.6 言语测听掩蔽	51
3.6.1 最低言语识别率级	52
3.6.2 有效言语掩蔽级	52
3.6.3 耳间衰减量	52
3.6.4 言语信号的偷听量	52
第4章 临床掩蔽	53
4.1 掩蔽的定义	53
4.2 掩蔽的原因	54
4.3 掩蔽的判断	56
4.4 掩蔽噪声的选择	58
4.5 掩蔽量的选择	58
4.5.1 有效掩蔽级与掩蔽噪声基准级	58
4.5.2 初始掩蔽量	60
4.5.3 个体堵耳效应的测量	61
4.6 掩蔽方法	61
4.6.1 平台法	61
4.6.2 阶梯法	63
4.6.3 最大掩蔽量和掩蔽难题	64
第5章 听觉诱发电位	66
5.1 诱发电位概述	66
5.2 听觉诱发电位发展史	66



5.3 听觉诱发电位(AEP)分类	67
5.4 听觉诱发电位的检测技术	69
5.4.1 信号平均叠加技术	69
5.4.2 刺激声种类及选择	69
5.4.3 测试环境要求	71
5.5 耳蜗电图及其临床应用	72
5.5.1 测试前准备	72
5.5.2 电极及其记录方法	72
5.5.3 耳蜗电图的特点	73
5.5.4 耳蜗电图的临床应用	76
5.6 听性脑干反应	78
5.6.1 听性脑干反应测试技术	78
5.6.2 ABR 的相关影响因素	80
5.6.3 听性脑干反应波形来源	81
5.6.4 ABR 的临床应用	81
5.7 听性稳态反应	88
5.7.1 听性稳态反应的起源	89
5.7.2 听性稳态反应的产生原理	89
5.7.3 听性稳态反应记录	90
5.7.4 听性稳态反应的影响因素	91
5.7.5 听性稳态反应的临床应用	92
5.7.6 听性稳态反应的优缺点	93
5.8 其他听诱发电位	93
5.8.1 慢皮层反应	93
5.8.2 事件相关电位	95
5.8.3 失匹配负波	97
5.8.4 耳后肌反应	98
第6章 小儿听力测试与诊断	100
6.1 小儿行为观察测听	100
6.1.1 小儿听觉相关发育历程	101
6.1.2 BOA 的临床价值	103
6.1.3 基本要求	103
6.1.4 BOA 测试的注意事项	105
6.1.5 BOA 的局限性	106
6.1.6 测试要点	106
6.2 视觉强化测听	106
6.2.1 适用年龄	107
6.2.2 测试准备	107
6.2.3 刺激声的选择及给声方式	110



6.2.4 测试过程	110
6.2.5 结果的解释	113
6.3 条件游戏测听	114
6.3.1 适用年龄评估	114
6.3.2 测试前准备	115
6.3.3 条件化训练	116
6.3.4 正式测试	117
6.3.5 小儿不配合的处理	118
6.3.6 父母的作用	119
6.3.7 重度听力损失聋儿测试	119
6.3.8 特殊测试技术	119
6.4 小儿听力学诊断	120
6.4.1 病史采集	120
6.4.2 测试方法的选择与交叉检验原则	122
6.4.3 小儿功能性听觉评价	124
第7章 耳声发射	125
7.1 耳声发射概述	125
7.1.1 耳声发射的发生机制	125
7.1.2 耳声发射的分类	126
7.1.3 耳声发射的特点	126
7.2 耳声发射测试原理与方法	126
7.2.1 耳声发射测试原理	126
7.2.2 耳声发射记录	127
7.3 耳声发射的临床价值	127
7.4 自发性耳声发射	128
7.5 瞬态声诱发耳声发射	128
7.5.1 测试参数与操作	128
7.5.2 结果显示与评估	128
7.5.3 瞬态声诱发耳声发射特点	130
7.5.4 瞬态耳声发射临床应用	130
7.6 畸变产物耳声发射	131
7.6.1 畸变产物耳声发射的记录	131
7.6.2 畸变产物耳声发射反应图	132
7.6.3 DPOAE 的特点	132
7.6.4 畸变产物耳声发射的影响因素	134
7.6.5 畸变产物耳声发射的临床应用	134
第8章 听力筛查	136
8.1 婴幼儿听力筛查	136
8.1.1 婴幼儿听力损失发病率	136



8.1.2 新生儿普遍听力筛查	137
8.1.3 婴幼儿听力损失的高危因素	137
8.1.4 婴幼儿听力筛查方案	138
8.1.5 筛查后的听力学诊断	139
8.1.6 筛查后随访	140
8.1.7 听力筛查中的职责分工	140
8.1.8 听力筛查中的其他注意事项	141
8.1.9 筛查质量的评估	141
8.2 其他类型听力筛查	141
8.2.1 中耳病变筛查	142
8.2.2 基因筛查	144
第9章 定位诊断行为测听法	146
9.1 重振及响度平衡测试	147
9.1.1 重振	147
9.1.2 双耳交替响度平衡试验	147
9.1.3 同时双耳响度平衡试验	150
9.1.4 单耳交替响度平衡试验	150
9.2 短增量敏感指数试验	150
9.3 音衰试验	151
9.3.1 音衰试验	151
9.3.2 常用的音衰测试	151
9.4 自描听力计测听	153
第10章 非器质性听力损失	155
10.1 非器质性听力损失表现类型	155
10.1.1 按发病耳分	155
10.1.2 按发病年龄分	155
10.1.3 按发病原因分	156
10.2 非器质性听力损失的行为特征	156
10.3 预判非器质性聋	156
10.3.1 缺少误报反应	156
10.3.2 听力图的变化	157
10.3.3 没有影子听力	157
10.3.4 言语识别阈	157
10.3.5 言语识别率	157
10.4 非器质性聋的听力学测试	157
10.4.1 行为测听	157
10.4.2 生理学测试	160
10.5 非器质性聋的诊断	161
参考文献	163

4. 短增量敏感指数试验。
5. 阈音衰减试验。
6. 阈上适应试验。
7. Bekesy 自描听力计测听。
8. 言语测听。
9. 中耳声导抗测试。
10. 听觉诱发电位测试。
11. 耳声发射测试。
12. 非器质性聋测试。

四、听力学诊断的价值

与医学诊断一样,听力学诊断的首要目的是尽早发现人体可能存在的听觉病变。其次,通过“早发现”,使康复干预的工作可以尽早进行,从而降低病变对个体以及社会的影响。第三,通过听力学诊断可以帮助判断某些病变的病因。例如,通过纯音测听发现患者存在“Carhart 切迹”便有助于诊断“耳硬化症”。第四,手术评估。前面提到的例子中,“Carhart 切迹”大小的变化是预测或衡量手术效果的重要指标。此外,人工耳蜗植入前后及一些颅内手术均需要进行听力学测试评价。第五,听力学诊断可以为司法鉴定提供依据。例如,某些为了骗取残疾证明伪装耳聋的人,如果不通过令人信服的听力学诊断是很难发现的。一些因为工作噪声致聋的工人,如果不通过听力学诊断证明,也很难维护他们的权益。

任何测试或诊断都不能保证绝对准确,因此要发挥听力学诊断的价值就不能回避“诊断有效性”这个问题。影响听力学诊断有效性的因素主要有两个,即诊断的目的和测试方法的效率。

衡量听力学诊断测试方法的效率应当基于“循证实践”(evidence-based practises, EBP)的原则,评价指标有敏感性、特异性、假阳性率、假阴性率、预测阳性(阴性)效度及总体效度。如图 0-1 所示,假设对 1000 名对象进行某一项测试,存在四种不同结果(例数):①阳性结果,即查出病变者;②阴性结果,即查出无病变者;③假阳性结果,即查出的病变者其实是正常者;④假阴性结果,即查出的正常者其实是有病变者。

A 阳性(真有病变) 6	B 假阳性(无病变) 2
C 假阴性(真有病变) 2	D 阴性(无病变) 990

图 0-1 某项测试的四种不同测试结果例数分布

敏感性(sensitivity)是指一项测试能查出病变的个数占实际病变总数的比例,也称正确率(hit rate, HR),即 $A/(A+C) \times 100\%$,本例中为 $6/8 = 75\%$ 。特异性(specificity)是指一项测试查出的正常个数占实际正常总数的比例,也称为正确拒绝率(correct rejection rate, CRR),即 $D/(B+D) \times 100\%$,本例中为 $990/992 = 99.8\%$ 。

假阳性率(false alarm rate, FAR; false positive rate, FPR),又称误诊率,指无病变的被当作



有病变的个数占实际无病总数的比例,即 $B/(B+D) \times 100\%$, 本例中为 $2/992 = 0.2\%$ 。假阴性率(false negative rate, FNR), 又称漏诊率(miss rate, MR), 指有病变的被当作无病变的个数占实际有病总数的比例, 即 $C/(A+C) \times 100\%$, 本例中为 $2/8 = 25\%$ 。

预测价值(predictive value, PV)是指检测出的真实个数占总检测个数的比例, 包括阳性预测价值和阴性预测价值两种。阳性预测价值是指检测出的真实病变个数占总检测病变个数(即包括无病变的假阳性结果个数)的比例, 即 $A/(A+C) \times 100\%$, 本例中为 $6/8 = 75\%$ 。阴性预测价值是指检测出的真实正常个数占总检测正常个数(即包括测得为正常的假阴性结果个数)的比例, 即 $D/(C+D) \times 100\%$, 本例中为 $990/992 = 99.8\%$ 。

测试效率(accuracy)是指整个测试的准确程度, 既包括阳性病例的检出准确性, 也包括正常个数的检出准确性, 即 $(A+D)/(A+B+C+D) \times 100\%$, 本例中为 $996/1000 = 99.6\%$ 。由此可见, 一个理想的诊断方法(或诊断程序)应当有较高的敏感性和特异性, 及较低的假阳性和假阴性率。

影响测试效率的因素还包括: 是否有其他可替代的测试, 测试所花费的代价(金钱、人力和时间等), 正常样本的分布情况。一个测试结果的正常值可能有一定的分布范围, 如图 0-2 所示, 可能为正态分布。通常以 95% 样本数的百分位点为界, 这两个分界点以外的值均为异常值。然而, 如果样本的分布不是正态的, 诊断的难度就会变得较为复杂, 被误当作异常值的正常值的数量也会增加。此外, 当某种测试积累的样本数量有限时, 或者不同研究者发表的正常样本结果存在明显差异, 都会对诊断的效率产生影响。

不同的诊断目的也会影响诊断的有效性。一项测试的敏感性和特异性可能存在差异, 即敏感性好、特异性差, 或者特异性好、敏感性差。如上面的例子, 该项测试敏感性只有 75%, 但特异性达到 99.8%。说明该测试几乎能发现所有正常个体, 但发现病变个体的效果就不太好。因此, 如果诊断的目的是发现病变, 则诊断的有效性就会比较差; 但如果诊断的目的是想筛查出正常个体, 则这个测试就很合适了, 诊断的有效性就很好。由此可见, 诊断目的要与测试方法的效率相适应。

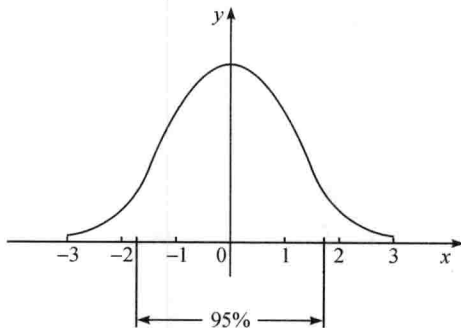


图 0-2 测试结果分布范围示例

正是由于单项测试方法存在一定的误差, 因此听力学诊断常会采用多种方法联合的“组合测试法(test battery approach)”。这时还需要考虑不同测试间的相互影响以及测试间相互矛盾的情况。

此外, 想要提高听力学诊断的有效性, 听力学家也应尽可能地掌握详尽、可靠的病史和医学检查、诊断、处理的资料。

最后要指出的是, 听力学诊断的对象不是疾病而是患者。因此, 听力学工作者在诊断的过程中不能仅限于诊断、测试技术的正确应用, 而应当建立“以患者为中心”的服务模式, 提高对患者的理解, 促进患者对听力障碍的认识。只有充分了解患者的社会、心理经历, 与其建立良好的信任关系, 并采用恰当的沟通方式才能做出更好的听力学诊断, 这一点即便在儿童身上也同样适用, 在此希望引起读者重视。



第1章 纯音测听

听力学诊断的最基本任务是了解测试对象对声音的感知能力。在所有的声音中,纯音是最简单的一种,而听阈则是反映声音感知能力的最重要一个参数,所以纯音听阈的测定是听力学诊断评估中最基本的一项工作。通过纯音测听,测试者可以判断受试者听力损失的程度及性质,为临床诊断提供重要依据。可以说,纯音测听是诊断听力学的基石,也是整个听力学的基石。

1.1 听阈和听力级

听阈(hearing threshold),即最小可听强度(minimal audible level),是指人刚好能听到的最小声音强度,或者是一个人分辨出一个声音存在所需要最小声音强度。然而听阈并不是一个固定值,一个人不会在某个强度时完全能听到声音,低于这个强度就完全听不到声音。事实上,这是一个随声音强度增加从“听不见”到“时有时无”到“能听见”的逐步过渡过程。因此,临床上将听阈定义为:在规定条件下,受试者对测试中给予的多次刺激信号,能察觉一半以上的最小声音强度。

听阈用来反映人的听觉灵敏度,必须先要有一把“标准尺”,通过衡量每个人听阈和标准之间的差异才能知道受试者的听阈变化程度。然而,正常人的听阈并不是一个固定值:首先,不同个体间的听阈会存在差异;其次,人耳在不同频率下的听阈也会不同,这一点在等响曲线图中可以清楚地发现。250Hz、1000Hz、4000Hz时,人耳所能听到的最小声音强度各不相同,并且这种不同还受测试给声方式的影响。这就给“标准尺”的确立带来了困难。解决第一个问题的方法是:将正常人的听阈以国际标准的形式固定下来,即对于规定信号、规定给声方式、足够数量的18~25岁的耳科正常人听阈的中数(中位数)在规定的声耦合腔内产生的对应的声压级,称为基准等效阈声压级(reference equivalent threshold sound pressure level, RETSPL)。基准等效阈声压级取决于耳机的类型和校准耳机用的声耦合腔的类型(如表1-1所示)。

表1-1 压耳式耳机的基准等效阈声压级(dB SPL)

频率(Hz)	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000	耦合腔
TDH-39 耳机	45.0	25.5	11.5	8.0	7.0	6.5	9.0	10.0	9.5	15.5	13.0	GB/T 7342
TDH-49/50 耳机	47.5	26.5	13.5	8.5	7.5	7.5	11.0	9.5	10.5	13.5	13.0	
其他符合 GB/T 4854-1 的耳机	45.0	27.0	13.5	9.0	7.5	7.5	9.0	11.5	12.0	16.0	15.5	GB/T 7614

基准等效阈声压级规定了正常人听阈所对应的声压级,使衡量“听阈”的标准得以确立。但从表1-1所列复杂多样的数值来看,这一标准使用起来显然很不方便。因此,需要将这些数值转换成比较符合人们使用习惯的、以0作为基准的表达形式,这样就将不同频率下不同数值的听阈声压级转换成所谓的“听力级”(hearing level, HL)。因此,可以说表1-1中不同的“声压级”具有相同的“听力级”,即表中不同的声压级(SPL)数值都对应0dB HL。

例如,当一台听力计的显示屏上显示0dB时,其实是代表0dB HL,所对应的是耳机里输出

的 7.0dB SPL 或 7.5dB SPL 强度的声音。如果一个人有 75dB 的听力损失,则他应该在 82dB SPL 或 82.5dB SPL 的给声强度下才能听到声音。但以听力级来表示就是 75dB HL,他的听阈也显示为 75dB HL。通常情况下,本书中不特别标明的 dB 值均表示 dB HL。

使用基准等效阈声压级的目的是保证一个人在不同听力计、不同耳机测试时获得相同的结果。因此,一台听力计必须按规定的方式测量它在各个频率给声时输出的声压级,从而确保不同听力计的测试结果具有可比性。

由此可见,确保纯音测听准确、可信的前提在于使听力计状态及其所使用的方法符合一系列标准。我国采用的 GB/T 7341.1—1998 完全按照国际标准制定,涉及测试的设备标准,即听力计标准、测试环境标准及测试技术标准等几个方面。接下来将分四部分介绍这些内容:①听力计;②测听环境;③纯音测听方法;④纯音测听结果的解释。纯音测听时涉及掩蔽问题较为复杂,将在第 4 章单独介绍。

1.2 听力计

纯音测听的测试工具是听力计,如图 1-1 所示。1879 年, Hughes 发明了世界上第一台听力计,他的好友 Richardson 对听力计给予了高度评价并撰写了听力计应用的论文。在 Richardson 的热情推动下,听力计的应用得到了推广。

听力计是一种电子设备,是测量人耳听觉灵敏程度、诊断听觉疾病的重要计量器具。近年来,随着科技的发展,听力计从最初的机械式、电子管式、晶体管式逐步发展到目前的集成电路阶段。目前,听力计已发展成数字化、高智能化,具有多功能、多方式显示,并能与其他听力设备联网,实现资源共享的高科技产品。



图 1-1 听力计

1.2.1 听力计类型

听力计根据功能和用途的不同,可分为五大类,即 1 型纯音听力计(高级诊断型)、2 型纯音听力计(诊断型)、3 型纯音听力计(简单诊断型)、4 型纯音听力计(筛查型)及 5 型纯音听力计(气导型)。各类纯音听力计的主要区别在于功能配置不同,因此能开展的检查项目也有所不同。目前常用的是前三类听力计,后两类听力计目前很少使用。3 型纯音听力计的配置比较简单,但体积小、携带方便,能满足许多基层单位的需要,它包括双耳机、对侧掩蔽及应答系统等。1 型纯音听力计的配置最齐全:多为双通道,即两套独立测试系统;测试的频率、强度范围最大;除双侧耳机外,还配有插入式耳机、高频耳机;掩蔽噪声包括窄带和宽带两种噪声;既可以进行对侧掩蔽,也可以进行同侧掩蔽,还可以通过骨导耳机进行掩蔽;可进行外部信号输入,可监听测试信号并能与受试者通话。1 型纯音听力计除能进行纯音气导、骨导测听外,还能完成多种其他测试,包括言语测听、声场测听等。

听力计还可以按功能来划分,如诊断听力计(diagnostic audiometer)、扩展高频听力计(extended high-frequency audiometer)、自描记听力计(Bekesy audiometer)及自由声场听力计(free-field equivalent audiometer)等。自描记听力计,即 Bekesy 测听,其受试者通过一个应答器控制给声强度。当按下应答器时,听力计会自动降低输出强度;松开应答器时,便提高输出强度。Bekesy 测听既可以用于听阈测试,也可以对听力损失进行定位诊断,还可以用于诊断功能性耳



聋。听力计可以是固定频率式的,也可以是连续扫频式的。

1.2.2 听力计主要部件及其工作原理

听力计的工作原理是通过电子振荡、放大、衰减、调制、阻断,并经由耳机的电声转换将声音信号传送到受试者的耳中。其主要部件及其作用如下。

(1)电源:通常使用三脚插头接入 220V 电压,再通过变压器将电压转换成 120V 供听力计使用。打开听力计电源开关后,通常需要一定的预热时间,设备标注的最短预热时间应当小于 10min。建议电源开关在工作时间内始终处于“开”的状态,因为频繁地开、关电源会影响机器的使用寿命。也有一些便携式听力计使用电池供电,但其电压可能不稳定,仅限于在没有外部供电的条件下使用。

(2)振荡器:主要为测试提供不同频率的信号源。一般为倍频程频率 125Hz、250Hz、500Hz、1000Hz、2000Hz、4000Hz、8000Hz 及半倍频程频率 750Hz、1500Hz、3000Hz、6000Hz。高频听力计可达到 20000Hz。

(3)声音开关电路(tone reverse switch):又称声音断续器(tone interrupter switch),测试时对振荡器产生的连续纯音刺激信号进行不同持续时间的通断控制。这样,受试者就不会因为连续声刺激而产生听觉器官的疲劳。听力计的信号引出一般采用光耦合通断开关。此开关无触点,能减少开关元件自身产生的噪音影响测试结果。当听力计处于“持续给声”状态时,按下该开关可中止给声;当听力计处于“持续无声”状态时,按下该开关可以发出测试音。

(4)功率放大器:由于听力计通常负载有耳机、骨导器、音箱等器件,这要求机器具备较高的带负载能力。功率放大器的作用是为机器配置的电声器件提供足够的电能量。保证气导 130dB SPL、骨导 80dB SPL 的最大输出。

(5)衰减器:其作用是对电声器件输出的声能量在 -10~130dB SPL 的范围内实施强度控制,使输出的声音强度符合国际标准规定的要求,此外还要确保能以 1dB 或 5dB 为一档进行衰减。目前,有些机器可通过编程以任意 dB 数定阶衰减,并采用数控电子开关。

(6)控制电路:主要对左右耳给声、气导骨导切换等进行控制。

(7)噪声发生器:产生的白噪声在 6000Hz 以下各频率能量大致均匀,6000Hz 以上明显衰减。通过窄带滤波器可将白噪声变换成以测试音为中心频率的窄带噪音,为纯音测试提供掩蔽音。

(8)言语信号放大器:将磁带、光碟通过不同输入端输入后,通过言语信号放大器进行放大处理。处理言语信号的放大器要求高保真、宽频带及低噪音。

(9)换能器:包括气骨耳机、骨导耳机及扬声器等。

(10)调零电路:由于听力计生产、检测时的声音强度单位 dB SPL 与纯音测听时显示的声音强度单位 dB HL 之间存在差异,因此需要将听力计的输出按照相关标准规定的听力零级数值进行调整,使听力计振荡器产生的纯音信号在每一个频率时的 0dB HL 对应符合标准的相应 dB SPL 值。

(11)麦克风:为了与佩戴耳机或单独待在隔声室内的受试者保持良好的沟通,有时需要借助麦克风与受试者进行交流。

(12)信号输出接口:可接气导耳机、高频耳机、骨导耳机、插入式耳机和功率放大器(功放)。

(13)信号输入接口:可通过麦克风与受试者对话或进行言语测试,或通过接磁带/CD 机给声。



1.2.3 听力计电声性能要求

我国国家标准 GB/T 7341.1—1998 第一部分就是对纯音听力计的相关标准要求。其主要包括以下几个部分：①听力计的总体要求，主要有安全、电源、电磁干扰及不需要的声等。②测试信号源的要求，包括纯音信号频率、听力级范围、频率准确度、谐波失真、频率改变速率及掩蔽声特性等。③信号级控制，包括信号指示器、声压级或振动力级的准确度、信号听力级的控制、掩蔽声的强度与准确度显示等。④参考纯音。⑤换能器，包括气导耳机、骨导耳机等。⑥标志与说明书的要求。下面介绍比较重要的几个部分。

1.2.3.1 测试信号

(1)测试用纯音的频率及听力级范围：所有频率的听力级最小值为-10dB，最大值见表 1-2。

表 1-2 固定频率听力计应提供的起码的频率数及听力级范围

频率(Hz)	听力级最大值(dB)					
	1 型		2 型		3 型	
	气导	骨导	气导	骨导	气导	骨导
125	70	—	60	—	—	—
250	90	45	80	45	70	35
500	120	60	110	60	100	50
750	120	60	—	—	—	—
1000	120	70	110	70	100	60
1500	120	70	110	70	—	—
2000	120	70	110	70	100	60
3000	120	70	110	70	100	60
4000	120	60	110	60	100	50
6000	110	50	100	—	90	—
8000	100	—	90	—	80	—

(2)频率准确度：对于固定频率听力计，其频率误差允许范围为：1 型： $\pm 1\%$ ；2 型： $\pm 2\%$ ；3 型： $\pm 3\%$ 。对于连续扫频听力计，测试纯音频率应在 $\pm 5\%$ 以内。

(3)谐波失真：在规定参考等效阈级的声耦合腔或仿真耳上进行气导测量，或在力耦合器上进行骨导测量得到的最大谐波级应小于表 1-3 给出的值。

表 1-3 用声压或振动力级的百分比表示的最大允许谐波失真

频率范围(Hz)	气导			骨导		
	125~250	315~400	500~5000	250~400	500~800	1000~5000
听力级(dB)	75	90	110	20	50	60
二次谐波失真(%)	2	2	2	5	5	5
三次谐波失真(%)	2	2	2	2	2	2
总谐波失真(%)	2.5	2.5	2.5	5.5	5.5	5.5

在听力计中还可以使用纯音以外的信号，如语言、复合信号等。

1.2.3.2 掩蔽声

对于备有掩蔽声的听力计，所有掩蔽声的校准测量应在纯音测量所用的同样的声耦合腔、仿真耳或力耦合器上进行。

1.2.3.3 信号级控制

信号级控制是指显示在信号指示器上的信号值与实际信号级之间的差异控制。规定当一信