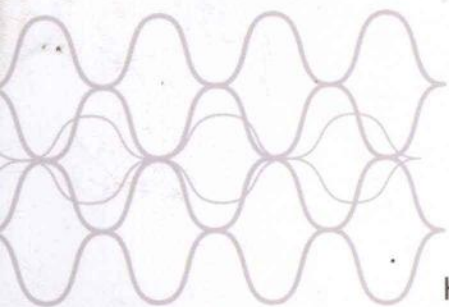


**A**udiology 高等院校听力学专业系列教材



# 助听器学

H e a r i n g A i d s

主 编 胡旭君



ZHEJIANG UNIVERSITY PRESS  
浙江大学出版社

高等院校听力学专业系列教材

# 助听器学

主 编 胡旭君



ZHEJIANG UNIVERSITY PRESS  
浙江大学出版社

## 图书在版编目 (CIP) 数据

助听器学 / 胡旭君主编. — 杭州: 浙江大学出版社, 2010. 3

ISBN 978-7-308-07390-5

I. ①助… II. ①胡… III. ①助听器—基本知识  
IV. ①TH789

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2010) 第 023765 号

## 助听器学

主编 胡旭君

---

责任编辑 黄兆宁

封面设计 刘依群

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 杭州中大图文设计有限公司

印 刷 杭州杭新印务有限公司

开 本 787mm×1092mm 1/16

印 张 14.75

字 数 387 千

版 次 2010 年 3 月第 1 版 2010 年 3 月第 1 次印刷

书 号 ISBN 978-7-308-07390-5

定 价 28.00 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邮购电话(0571)88925591

# 前 言

随着我国经济的发展和新生儿听力筛查工作的普及,助听器作为听力损失的一种康复工具,在听力临床中已经越来越多地被使用。从世界六大著名助听器公司相继进入我国市场来看就可见一斑。

相对于大量听力临床的工作需求来说,我国听力学教育的开展时间却还不到 10 年!这种矛盾最突出的体现是:我国紧缺既着重于助听器基础知识和技术更新,又能结合助听器临床使用经验的专业书籍。本书正是基于此对助听器的基本理论知识和临床实践应用作了详尽的阐述,并对助听器中最为复杂的各大技术作了详细介绍,极其适用于从事本行业学习研究者使用参考。

近些年来,各大助听器公司为了保持其在助听行业中的领军位置,不惜重力研发各种新型数字芯片平台。而正是由于该技术的应用,使得新型助听技术研发周期越来越短,应用和推广越来越便捷,进而为从业者越来越容易地接受。但如何客观、正确、及时地认识和应用这种不断涌现的新技术,成为临床听力学工作者新的挑战。几乎所有从事助听器临床研究的学者均认为如何确保新型助听技术最大限度地临床中科学地应用一直是一个最为复杂的问题,换句话说,对于临床听力学工作者而言,系统、全面的助听器知识(包括理论基础、助听器的发展、物理组成、工作原理,助听器的临床应用等),既是掌握一门学科的必备要求,也是日后灵活应用于临床的必需条件。

本书共 13 章,从助听器的发展简史,到助听器的物理组成、工作原理、技术性能、助听器的分类、助听器的电声性能指标及测量方法、助听器的辅助设备等方面介绍了助听器的基本结构及性能特点。同时,在此基础上还着重介绍了助听器的临床应用经验、不同人群的助听器选配方法,以及如何遵循选配步骤,为听障人士选择符合其听力损失的最优助听器等内容。

本书可作为听力学专业的学习教材、各大助听器公司的培训手册、助听器从业人员的参考用书,也可提供给对助听器感兴趣的各界人士(包括有听力损失的成人和听力损失儿童的家长),使他们能够对助听器有更科学、系统、专业的认识!

本书旨在提供助听器的基本理论知识和临床的实践应用,必定有许多方面的内容是本书所不能涵盖的,比如儿童详细的听力康复、助听器佩戴人群的心理特征等内容,欢迎需要的读者通过查阅相关的文献来补充这方面的知识,也欢迎登陆 [www.my-ear.org](http://www.my-ear.org) 了解更多的内容。听力学是一门在不停进步的学科,助听器研究进展、临床使用经验都是在不停地丰富中。在本书的写作过程中,作者们尽可能地提供正确的信息,但由于知识水平有限,在文字和图片上也难免存在错误,恳请大家批评指正!

最后,感谢本书副主编张国军老师在书籍编写过程中作出的努力,感谢浙江中医药大学听力与言语科学院对本书出版的大力支持,尤其感谢我的导师王永华教授对本书内容的悉心指导,同时也感谢唯听助听器(上海)有限公司对技术专利知识的无偿提供!

胡旭君  
2009 年 11 月 杭州



# 目 录

第 1 章 助听器的发展史	1
1.1 国外助听器的发展史	1
1.1.1 原始集声助听器时代	1
1.1.2 碳元素助听器时代	2
1.1.3 真空电子管助听器时代	3
1.1.4 晶体管和整合电路助听器时代	4
1.1.5 数字助听器时代	5
1.2 中国助听器的发展史	6
1.2.1 助听器发展与验配水平的初级阶段	6
1.2.2 助听器发展与验配水平的迅速提高阶段	6
1.2.3 助听器的数字化与助听器验配的逐渐专业化与法制化阶段	6
第 2 章 助听器的基本结构	8
2.1 麦克风	8
2.1.1 麦克风的种类	8
2.1.2 麦克风的性能	11
2.2 放大器	15
2.2.1 放大器的作用	15
2.2.2 放大器的构造	15
2.2.3 放大器中的滤波器	15
2.2.4 放大器的失真	16
2.3 受话器	17
2.3.1 受话器的工作原理	17
2.3.2 受话器的频率响应	17
2.3.3 受话器的种类	18
2.3.4 受话器特性的类别	19
2.3.5 受话器使用中应注意的问题	20
2.4 助听器电池	20
2.4.1 电池的发展过程及种类	20
2.4.2 电池特性	21
2.4.3 电池选用	21
2.4.4 电池存储	22



2.5 助听器配件	22
2.5.1 感应拾音线圈	22
2.5.2 音量控制及音调微调	23
2.5.3 音频输入	23
2.5.4 遥控器	24
2.5.5 骨传导器	25
<b>第3章 助听器的类型及其基本特征</b>	<b>26</b>
3.1 盒式助听器	26
3.1.1 盒式助听器的基本构造	26
3.1.2 盒式助听器的优点	28
3.1.3 盒式助听器的缺点	28
3.1.4 盒式助听器的适配范围	29
3.2 耳背式助听器	29
3.2.1 耳背式助听器的基本构造	29
3.2.2 耳背式助听器的声学特性	32
3.2.3 耳背式助听器的优点	32
3.2.4 耳背式助听器的缺点	33
3.2.5 耳背式助听器的适配范围	33
3.3 耳内式助听器	34
3.3.1 耳内式助听器的分类	34
3.3.2 耳内式助听器与耳道式助听器的基本构造	34
3.3.3 耳内式助听器的声学特性	35
3.3.4 耳内式助听器的优点	35
3.3.5 耳内式助听器的缺点	36
3.3.6 耳内式助听器的适配范围	36
3.4 耳道式助听器	36
3.4.1 耳道式助听器的分类	36
3.4.2 耳道式助听器的声学特性	37
3.4.3 耳道式助听器的优点	37
3.4.4 耳道式助听器的缺点	37
3.4.5 耳道式助听器的适配范围	38
3.5 完全耳道式助听器	38
3.5.1 完全耳道式助听器的声学特性	38
3.5.2 完全耳道式助听器的优点	39
3.5.3 完全耳道式助听器的缺点	40
3.5.4 完全耳道式助听器的适配范围	40
3.6 其他类型的助听器	40
3.6.1 信号对传路径助听器	41



3.6.2	骨导助听器	41
3.6.3	植入式助听器	42
3.6.4	软体助听器	43
<b>第4章</b>	<b>助听器的耳模</b>	<b>45</b>
4.1	概 述	45
4.1.1	使用耳模的原因	45
4.1.2	耳模的概念	45
4.1.3	耳模的样式	46
4.1.4	耳模材料	47
4.1.5	耳模的耦合系统	47
4.2	取耳印模的方法	50
4.2.1	取耳印模的准备工作	50
4.2.2	取耳印模的步骤	50
<b>第5章</b>	<b>助听器的声学处理技术</b>	<b>52</b>
5.1	模拟助听器线路	52
5.1.1	线性模拟助听器	52
5.1.2	非线性模拟助听器	53
5.2	数字助听器线路	54
5.2.1	数字助听器的结构与原理	54
5.2.2	数字助听器的优点与展望	55
5.3	助听器压缩技术	56
5.3.1	压缩限幅	56
5.3.2	宽动态压缩(WDRC)	58
5.3.3	压缩技术特性	59
5.3.4	多通道压缩	62
5.3.5	压缩电路中的滤波器	62
5.3.6	压缩技术放大助听器的优缺点与适用性	63
5.4	移频助听技术	63
5.4.1	传统助听器的缺陷及产生原因	63
5.4.2	移频技术	64
5.5	助听器声反馈技术	69
5.5.1	助听器声反馈技术的原理	70
5.5.2	助听器声反馈产生的原因	70
5.5.3	助听器声反馈所造成的影响	71
5.5.4	助听器声反馈的消除方法	71
5.6	方向性麦克风技术	74
5.6.1	方向性麦克风系统的类型	75



5.6.2	麦克风方向性指数和极性图	78
5.6.3	自适应方向性模式	80
5.6.4	麦克风相关技术要素	82
5.7	助听器降噪技术	85
5.7.1	语音与噪声	86
5.7.2	语音信号处理的分析工具	86
5.7.3	降噪方法	87
5.7.4	助听器中使用的降噪技术	92
5.7.5	降噪的量	93
<b>第6章</b>	<b>助听器电声性能</b>	<b>95</b>
6.1	助听器的校准装置	95
6.1.1	IEC126 2CC 耦合腔	95
6.1.2	IEC711 标准堵耳模拟器	96
6.1.3	IEC959 标准助听器声场测量用模拟人体装置	96
6.2	助听器的测试标准	97
6.2.1	助听器测试标准的种类	97
6.2.2	测试设备及测试条件	98
6.3	助听器主要电声特性指标和测试方法	99
<b>第7章</b>	<b>助听器选配</b>	<b>103</b>
7.1	助听器的选配公式	103
7.1.1	以听阈为基础的选配公式	103
7.1.2	以响度为基础的选配公式	105
7.1.3	传导性听力损失的公式修正	106
7.2	真耳分析	106
7.2.1	术语	107
7.2.2	真耳测试	108
7.3	助听器选配	111
7.3.1	耳聋患者的症状描述	111
7.3.2	影响助听器选配和使用效果的因素	111
7.3.3	助听器类型的选择	115
7.3.4	助听器性能的选择	116
7.3.5	助听器处方公式的选择	119
7.3.6	选配中的医学问题	119
7.4	助听器选配的程序和步骤	122
7.4.1	病史采集	122
7.4.2	检测	122
7.4.3	预选配	123





7.4.4	试 听 .....	127
7.4.5	选 配 .....	127
7.4.6	取耳样 .....	127
7.4.7	确 认 .....	127
7.4.8	验 配 .....	127
7.4.9	评 估 .....	127
7.4.10	使用指导 .....	128
7.4.11	随 访 .....	128
7.5	儿童助听器的选配 .....	128
7.5.1	早期佩戴助听器的重要性 .....	128
7.5.2	评估儿童听力损失程度的方法 .....	129
7.5.3	儿童助听器选配中的增益问题 .....	130
7.5.4	儿童助听器的选配种类 .....	131
7.5.5	FM 无线转换系统的作用及辅助听觉装置的使用 .....	131
7.5.6	助听器选配效果的评估 .....	132
7.5.7	佩戴助听器后应注意的事项 .....	133
7.5.8	定期复查和随访 .....	133
7.6	老年人助听器的选配 .....	134
7.6.1	老年性聋的听力特征 .....	134
7.6.2	言语识别率检查在老年人听力康复中的作用 .....	135
7.6.3	言语测听在老年人助听器选配中的应用 .....	136
7.6.4	老年人助听器选配后的辅导训练 .....	137
7.7	助听器选配中患者面临的问题与解决对策 .....	139
7.7.1	耳聋患者面临的问题及解决对策 .....	139
7.7.2	耳聋带来的心理问题及解决对策 .....	140
<b>第 8 章</b>	<b>助听器的编程技术 .....</b>	<b>142</b>
8.1	概 述 .....	142
8.1.1	可编程助听器的分类 .....	142
8.1.2	可编程助听器的优点及缺点 .....	143
8.1.3	可编程助听器的程序设置要点 .....	143
8.2	NOAH 系统的安装及使用 .....	144
8.2.1	NOAH 2 平台的安装及使用 .....	144
8.2.2	NOAH 3 平台的安装 .....	148
8.3	助听器选配软件的安装 .....	153
8.3.1	NOAH 2 平台助听器选配软件的安装(以斯达克 PFS 软件为例) .....	153
8.3.2	NOAH 3 平台助听器选配软件的安装(以斯达克 PFS 软件为例) .....	155
8.4	助听器选配软件的编程操作 .....	156
8.4.1	Compass 选配软件的编程操作 .....	156



8.4.2	PFS 选配软件的编程操作 .....	162
8.4.3	AVENTA 选配软件的编程操作 .....	165
8.4.4	GENIE 选配软件的编程操作 .....	170
8.4.5	Connexx 选配软件的编程操作 .....	173
<b>第 9 章</b>	<b>佩戴助听器后的听觉训练 .....</b>	<b>181</b>
9.1	聋儿佩戴助听器后的听觉言语康复训练 .....	181
9.1.1	听觉训练 .....	181
9.1.2	发音训练 .....	182
9.1.3	言语训练 .....	183
9.1.4	聋儿的智力开发和性格培养 .....	183
9.2	成人佩戴助听器后的适应及训练 .....	183
<b>第 10 章</b>	<b>助听器康复效果评估 .....</b>	<b>186</b>
10.1	初期评估 .....	186
10.1.1	助听前后阈值的比较 .....	186
10.1.2	言语测试 .....	186
10.1.3	调查表方法学 .....	187
10.1.4	自我测试报告 .....	187
10.1.5	全球通用的效果测定 .....	188
10.2	中期评估 .....	189
10.2.1	了解助听器的使用情况 .....	189
10.2.2	发现助听器的问题 .....	189
10.2.3	评估助听器的满意度 .....	190
10.3	定期随访 .....	191
10.4	助听器对健康和生活质量的影响 .....	192
<b>第 11 章</b>	<b>助听器常见故障、解决方法及维护与保养 .....</b>	<b>193</b>
11.1	助听器常见故障与解决方法 .....	193
11.1.1	常见故障 .....	193
11.1.2	耳道式助听器外壳不良引起的故障与解决方法 .....	195
11.2	助听器的维护与保养 .....	196
11.2.1	助听器电池的使用 .....	196
11.2.2	助听器的日常维护与保养 .....	196
<b>第 12 章</b>	<b>辅助听觉装置 .....</b>	<b>198</b>
12.1	感应线圈系统 .....	198
12.1.1	感应线圈系统的原理 .....	199
12.1.2	感应线圈系统的构造 .....	200



12.1.3 感应线圈系统的安装·····	202
12.2 调频助听系统·····	203
12.2.1 无线调频助听系统的原理·····	205
12.2.2 调频系统与助听器的耦合·····	206
12.2.3 调频系统与方向性麦克风的结合·····	206
12.3 红外助听系统·····	207
12.4 教室声场放大·····	207
12.5 感应线圈、音频转换、红外线转换、教室声场放大系统的比较·····	208
12.6 其他助听装置·····	209
<b>第 13 章 人工耳蜗</b> ·····	<b>211</b>
13.1 人工耳蜗的部件及工作原理·····	211
13.1.1 人工耳蜗的组成部件·····	211
13.1.2 人工耳蜗的工作原理·····	212
13.2 常用的人工耳蜗装置简介·····	213
13.2.1 几种常见的人工耳蜗装置·····	213
13.2.2 几种不同类型的人工耳蜗电极·····	213
13.3 人工耳蜗植入手术的适应证与禁忌证·····	214
13.3.1 人工耳蜗植入手术的适应证·····	214
13.3.2 人工耳蜗植入手术的禁忌证·····	215
13.4 人工耳蜗植入手术简介·····	215
13.4.1 人工耳蜗植入手术选择标准和评估·····	215
13.4.2 人工耳蜗植入手术·····	216
13.5 人工耳蜗植入手术后的听觉言语康复训练·····	216
<b>参考文献</b> ·····	<b>218</b>



# 第1章 助听器的发展史

## 1.1 国外助听器的发展史

在人类历史发展的长河中,人们对耳聋、耳鸣的认识由来已久,中国古代的《左传》中就说:“耳不听五声之和,为聋。”可以想象当时听觉障碍就已成为一种较为常见的疾病,且被人们所认识。有了听力障碍后,人们首先是希望治愈它,但当经过反复努力,有些听力障碍,其治愈的希望变得很渺茫的时候,人们就希望寻找一条药物与其他治疗手段以外的听力补偿方法,来帮助听障者改善与提高听力。当然,在电声学没有形成以前,人们的这种渴望只有通过较原始的声学集声方法来完成。

### 1.1.1 原始集声助听器时代

在长期的生活与生产实践中,人们发现许多哺乳类动物的听觉较人类灵敏,首先发现的是这些动物的外耳较人类发达,它们都有喇叭状转动灵活的耳廓,当察觉细微声音的时候,它们能及时转动长大的耳廓对准声源以捕获信号。人们从此得到启示,第一次有人把手模拟成杯状放在耳后,这等于加大了耳廓的集音面积,可以提高5~10分贝(dB)的中高频增益,它同时也阻挡了来自耳后的声音,至少对于中高频声音来说像一个极有效的放大降噪系统,声学助听时代就此开始了。然而,这种扩音装置的作用是十分有限的,当人们需要进一步改善与提高收听效果的时候,仅用人自己的手掌来扩大耳廓是不够的,于是人们把动物的角或贝壳、螺号等置于耳后,可以起到比自己的手掌更好的扩音效果。当人们不再满足自然的助听装置时,就开始设计各种声学集声助听器,这些更有效的声学助听器出现在17世纪中叶,如可挂在帽子边缘的壶状、烟斗状、管状、喇叭状(见图1-1)的集声器,甚至还有一种助听椅,其扶手上有多声音收集器,并用一个

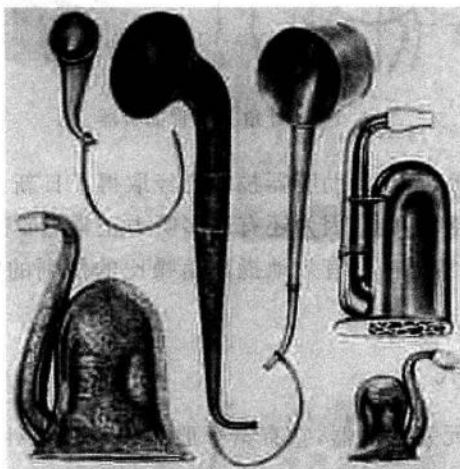


图 1-1 17 世纪中叶的声学集声助听装置



固定的管子来收听。这些助听装置的构造是由一个很大的终端来收集尽可能多的声音，声能沿着喇叭状或漏斗状集声器的拾音口进入，拾音口的面积随着传声管的长度逐渐减小，最终传递到耳道内（如果面积减少得太快，大多数的声音会被反射掉，而不是进入耳内，助听效果就会下降）。所以，有效的声学集声助听装置通常是宽长的。

这类助听装置的助听效果是肯定的，但问题是这类助听装置的体积都很大，因此，很多人长时间致力于使之小型化。从 1692 年开始就有把喇叭状助听装置卷起来变小的想法（见图 1-2），如将这类喇叭助听装置藏在高帽子里、椅子扶手中、扇子和胡须中等。

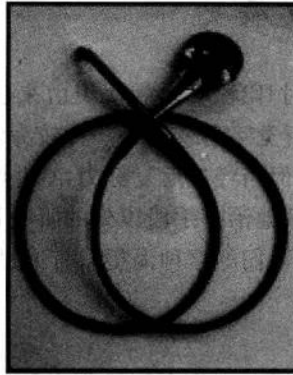


图 1-2 1692 年的小型喇叭状助听装置

这类原始声学助听器的另一个优点是拾音口靠近谈话者，可以拾取更强更多的声音。它是用集声器号角状的拾音口来搜集声音，同时与长管相连，长管的另一端是听筒（见图 1-3）。如果谈话者对着号角讲话，信噪比就比原来有很大的增加，到目前还没有哪个复杂的助听器可以有这种信噪比。

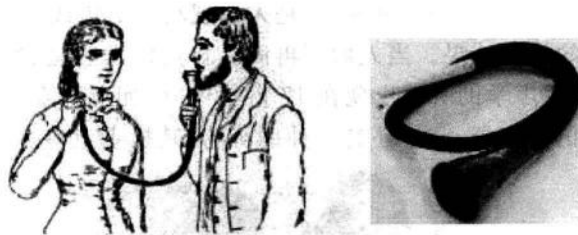


图 1-3 号角状长管助听器

虽然我们的科学技术发展到今天，助听器技术已经取得了日新月异的进步，但是也不能说这种原始的集声助听器时代已经结束了，因为还有许多听力正常与不正常的人，在不利的环境中还会用手放在耳后来助听，它确实是一个有效地提高信噪比的便利的助听装置，它不需要能源，又不会发生故障。

### 1.1.2 碳元素助听器时代

1899 年出现了第一个碳元素放大器，它有桌子那么大，称为 Akoulallion。1902 年有了第一个可佩戴的碳元素助听器模型，称为 Akouphone 和 Acousticon，一直被使用到 20 世纪 40 年代，但主要的适听范围是轻中度的听力损失。也有人认为，这类助听器的出现与电话的发明密切相



关,因为在1876年,苏格兰裔美籍电话发明者亚历山大·格雷姆·贝尔(Alexander Graham Bell, 1847—1922),用他的装置第一次进行了电传导讲话声音的表演。他最初的本意是要制造电助听器,但最终却发明了电话。早期最简单的碳元素助听器包括碳精麦克风、3~6V的电池和磁性耳机。碳精麦克风里有碳粉、颗粒或球形颗粒,当声音撞击麦克风的振动膜时,振动膜的运动使碳颗粒聚集或分开,从而改变麦克风的电阻抗,波动的阻抗引起电流的波动。运用电磁学原理放大后,当通过受话器上的线圈时,在受话器里产生了波动的磁场,波动的磁场对永久磁场的推拉作用,使受话器的振动膜振动发出了声音,这使受话器输出的声级比进入麦克风的高20~30dB,起到了很好的助听放大效果。

早期的这类助听器,体积较大,无法随身携带。随着技术的进步,随身使用成了可能,但当人活动时,这种助听器的碳精与膜片很容易脱离接触,助听器就无法工作了。

采用碳精麦克风的助听器(见图1-4),增益较小,人们为了获得更多的增益,发明了另一种碳元素放大器。如果一个麦克风和受话器配对可以增加声级,那第二个配对(一般只有一个振动膜)也可以合理地增加声级。碳元素放大器包括线圈和线圈振动膜,振动膜使碳球移动来产生一个更大的波动电流。但是可以想象,在依靠增加麦克风的个数来增加音量的同时,助听器的噪声与失真也增加了,而且碳精易受湿度的影响。



图1-4 碳粉麦克风助听器

在碳元素放大器时代,出现了在不同频率上放大不同量的设想。这可以通过不同的麦克风、放大器、受话器来实现。

### 1.1.3 真空电子管助听器时代

1907年,人们发明了真空电子管放大器(见图1-5),1920年应用于助听器。真空电子管需要两个电源供电:一个为低电压电源,用于加热电子管的灯丝,使之放出电子;另一个电源电压相对较高,用于驱动电子通过栅极到达阳极。通过几个真空管的相连,可以做出大功率的放大器(70dB增益和130dB SPL输出),这就增加了放大的增益。电子学的进步与技术的进一步改善,使得增益—频率响应形状比碳元素时代容易控制。

真空电子管助听器最大的问题是它的体积,早期的真空电子管助听器体积较大,又由于必须配置较重的电池,做成体佩式几乎是不可能的,但其增益与清晰度较好。在军事要求的驱动下,助听器的体积迅速减小,但还是需要两个电池。A电池的低压预热管子的灯丝,B电池的高电压为放大电流提供能量。真空电子管助听器在1930年开始使用,是因为真空电子管的体积显著减小,使其制成体佩式成为可能,但其电池仍很大,必须与麦克风、放大器分开安装,且电池的携带仍很不方便,有的妇女不得不把电池绑在腿上,电源的连线接到胸前的真空电子管放大器上,放大器的输出通过另一根导线连到受话器上。

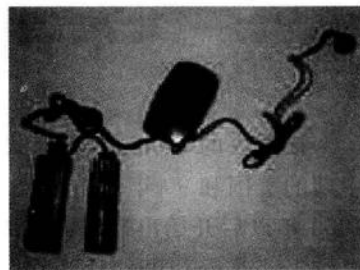


图1-5 真空电子管放大器

在以后的10年间,电子管的A电源的工作电流消耗下降了22%,B电源的工作电流消耗下降了12%,第一台真空电子管助听器终于在20世纪30年代后期在英国制成。此时,真空管和



电池技术有了很大的进步,可以用在助听器上,使电池、麦克风、放大器都安装在一个单一的体佩式包装里,并通过电线与耳朵水平的受话器相连。在这个时代,隐匿助听器的努力还在进行,由于汞电池的出现,使得电池的体积显著减小,麦克风也被隐藏在饰针上、手表里,而受话器的导线装在珍珠串里。同时第二次世界大战中又涌现了许多新技术与新材料,如印刷电路和陶瓷电容,使得一体式助听器的体积又显著地缩小。耳模通气孔、磁性麦克风、压电麦克风和压缩放大都是在这个时代设计出来的。

#### 1.1.4 晶体管和整合电路助听器时代

1952年,晶体管进入商业性应用。到1953年,它应用时的耗电大大减小,所有新的助听器都使用晶体管而不是真空管。相对于真空管,晶体管的体积就变得非常小,这意味着从1954年起,一小部分助听器可以佩戴在头部。但是有人担心:体积的减小,使助听器麦克风和受话器的位置靠近,很容易产生声反馈,所以设计师设计的第一台戴在头部的助听器是眼镜式助听器,在眼镜架的一侧装有受话器,另一侧装有麦克风。这样做具备几个优点:助听器不会与衣服摩擦而产生噪音;由于助听器架在耳廓上,麦克风接收的声源不会因为躯体对低频的反射而在频率上产生负面效应,影响助听效果;由于不再需要连线,可以真正实现双耳佩戴。

头部助听器的类型有发夹式助听器、眼镜式助听器(见图1-6)等。发夹式助听器有许多样式,可佩戴在头发上或头发下(或在领带上、衣领上),与盒式助听器一样有外置式受话器。有些则做得很像珠宝。眼镜式助听器把所有助听器元件安装在附着于颞部的眼镜框架上。随着元件体积的减小,它们可以被安装在耳后,或者作为眼镜框架弓处的一部分,或者作为独立部分与锯短了的标准眼镜框架相连,或者最后成为单机耳背式。

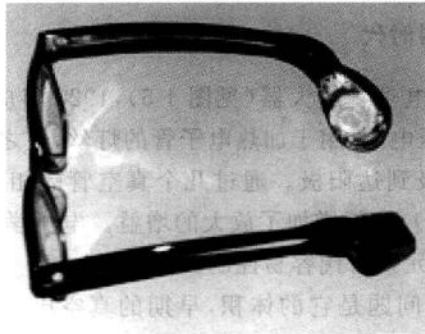


图 1-6 眼镜式助听器

接下去的10年中,耳背式助听器逐步替代了眼镜式助听器,并成为主流。20世纪80年代中期的美国和90年代的欧洲,耳背式都是主流的助听器类型。随着元件体积的进一步减小,1950年以后开始出现耳内式助听器。从今天的标准看,第一个耳内式助听器的体积是很大的,以致Lybarger(1988)认为它们是耳外式助听器。

1960年,助听器元件在性能上有两大显著进步:第一,1964年,整合电路应用于助听器,这意味着多个晶体管和电阻器可以结合在单一的元件上,大小与它所替代的个体晶体管相似;第二,1968年,压电式麦克风与相对较新的晶体管相连(场效应晶体管)安装在小的金属包装里,首次出现了一个宽频响、小体积的麦克风,可以被用在助听器里。几年以后,出现了使用相同技术的方向性麦克风。



在驻极体/场效应晶体管麦克风发展的时候,麦克风技术也在进一步发展过程中,出现了有更好响应和更小体积的麦克风。在晶体管年代,受话器体积从 $1800\text{mm}^3$ 缩小到 $39\text{mm}^3$ ,同时麦克风的体积从 $5000\text{mm}^3$ 缩小到 $23\text{mm}^3$ 。Egolf et al. (1989)指出受话器体积变化最快的是在1970年前,此后受话器的体积就变化不大。

20世纪80年代早期,大部分元件都能被安装在耳道中,耳内式助听器就足够小了。随着电池化学、放大器效应、麦克风技术的进步,到了20世纪90年代早期,整个助听器都可以安装在耳道内。完全耳道式(completely-in-the-canal, CIC)助听器的出现,使助听器终于看不见了,这种助听器的佩戴位置也带来了声学的进步。佩戴助听器时,耳廓仍能保持对声音的收集和屏蔽作用,同时减低了风噪声。

晶体管时代助听器的进步包括:

①更高性能的锌空纽扣式电池的使用,使得一半的容积量就有相同的电容量。

②滤过电路技术的发展,使助听器的频响曲线更能灵活地补偿不同听力损失的需要及多通道的声音处理。

③微型的电位器,使临床工作者可以在非常小的助听器上调整放大性能。

④无线传送助听器,包括无线接收器,可以接收到有一定距离谈话者的发射信号。

⑤class D放大器,在给定的小失真的输出级时,降低了电池的消耗。

⑥对声学耳模和耳壳理解的进步,有了更多合适的增益-频率响应,使堵耳和反馈干扰减少,但还未被完全解决。

⑦在助听器中使用两个麦克风,使用者可以根据需要选择方向性或全向性麦克风。

1986年,数字控制电路助听器和数字记忆助听器的应用,是一个非常重要的进步,这些电路替换了电位器,因为它们在助听器中占用的空间很小,许多控制可以包括在助听器中。这些电路使助听器的放大性能可以被临床工作者调整,而且有很大的灵活性和精确性。数字控制电路可以让使用者方便地改变助听器的特性,也可以附带使用遥控器,即使是耳道式、完全耳道式助听器,也可以通过遥控来进行灵活的控制。

### 1.1.5 数字助听器时代

对数字处理的研究开始于1960年的贝尔实验室,数字电路第一次真正被运用到助听器上,因为当时电脑运行速度低,对输入声音信号的处理跟不上声音的输出。直到1970年,电脑速度的加快使得可以同步处理这两者;到1980年,能量的消耗和体积大大减少了,可佩戴的数字放大线路助听器就成为可能,数字技术被运用到助听器上,带来了助听器真正的革命性时代。

第一个数字助听器是盒式助听器,其实它对声音的处理与模拟助听器一样,所以很快就被淘汰了。几年前,数字反馈抑制系统已应用在模拟助听器上,到1996年,全数字的耳背式、耳内式、耳道式助听器才被生产出来。已经被认可的数字技术的进步有:①压缩特性控制的灵活性进一步增加,调整助听器压缩的拐点与压缩比变得更为方便。②助听器增益-频率响应的智能自动处理,同时可以根据听障者听力损失特点做到分通道来设置不同频段的增益与压缩特性。③对于来自不同方向声音的增益的非线性自动控制,最小化噪声。④通过数字声反馈控制来有效地增加增益。⑤相对于模拟助听器对声音作同样的处理,减少了电池的耗能。⑥数字双麦克风自动校正功能对来自不同方向声音增益的智能控制。⑦此外,数字助听器的低电压提示功能使更换电池更为方便,抗电磁干扰功能使拨打手机更清晰。





数字信号处理随着科技的发展有更多的优点,如放大控制的进步、有效地降低背景噪音、更好的智能化等,数字处理技术定将在不远的将来为聋人的听力康复带来更多的变革。

## 1.2 中国助听器的发展史

### 1.2.1 助听器发展与验配水平的初级阶段

20世纪40年代,我国著名耳科学家刘瑞华教授把国外先进的听力学相关知识引进到了中国,为中国创立了听力学的雏形。新中国成立后,在政府的支持下,天津助听器厂于1960年生产了我国第一台助听器,在这以后的25年内,国产助听器主要由天津助听器厂为主的少数几家国内助听器厂家来生产,且以盒式为主,少有耳背式与耳内式助听器。而且当时中国的助听器主要以商店销售为主,很少有通过专业人员来验配的。在这期间,我国著名耳科学家何永照教授在1964年主编了《听力学概论》,此书是我国第一部听力学的专著。1979年邓元诚教授率先在医院内开设了第一个听力康复与助听器门诊,从事听力康复、助听器验配与聋儿康复工作,开创了助听器从简单的商品买卖向专业验配转变的新局面,虽然当时助听器在医院内验配,但助听器品种单一,验配水平、设备的局限性很大,远远不被科内与院内人士所重视,还常常被视为“不务正业”,所以该阶段可以被视为是中国助听器与听力学发展的初级阶段。

### 1.2.2 助听器发展与验配水平的迅速提高阶段

20世纪80年代中期,随着中国残疾人联合会的成立,中国政府颁布了《中国残疾人事业五年工作纲要(1988—1992年)》,纲要中明确规定:在此期间,我国要对3万名聋儿进行听觉与言语康复,康复的手段是“早期发现”、“早戴助听器”、“早期训练”。为了使我国大批的以耳鼻喉科医师为主的专业人士加入到临床听力学与康复听力学的队伍中来,1986—1996年的10年间,随着中国的改革与开放,国外众多的知名助听器公司相继来我国建厂投资。其中最早的有丹麦的GN DANAVOX在厦门建厂,此后德国的SIENEMS听力集团和美国的STARKEY也均在苏州投资建厂。这些国外公司生产的品种虽各有侧重,但都包括了盒式、耳背式与耳内式全系列的助听器。此外,峰力(Phonix)与奥迪康(Oticon)等国外知名品牌助听器公司也积极来中国推广他们的产品。国外公司在推广其产品的同时也带来了先进听力学知识的普及,如耳模的声学特点与制作、耳道式助听器的制作与通气孔的作用等,都在这一时期被国内的专业人士所接受。在这一时期中国助听器的主要验配人员还是以医院耳鼻喉科医生与残联的聋儿康复中心的相关人员为主。

### 1.2.3 助听器的数字化与助听器验配的逐渐专业化与法制化阶段

20世纪90年代后期,随着助听器的发展与编程数字助听器的渐渐推广,中国开始出现了专业的助听器验配店(中心)。1997年以后,助听器专业验配中心不断出现,在一定程度上大大方便了听障人士,可以为听障人士提供更方便、更快捷的服务,但是绝大部分的从业人员没有经过专业的系统培训,所以离为助听器使用者提供更高水平的专业化与规范化的服务,还存在着一定距离。同时,这一时期大量国外新技术的涌现与巨大的市场需求,使听力学专业人才需求的紧迫感日显突出。在这样的背景下,我国的第一本听力学杂志——《听力学与言语疾病杂志》在1995年问世,它是我国首次发行的听力学专业刊物。同时,我国高等教育的一些有识之士,在20世纪