

聋儿听力康复设备的研究^{*}

章 玮

(江西红声器材厂 江西吉安·343006)

目前,我国有 170 余万听力和语言障碍的残疾儿童,这些聋儿中绝大多数都存在可利用的残余听力,尽早对他们进行听力-语言培建训练,就完全有可能使这部分聋儿走出无声世界。在此项工作中,听力康复设备起着至关重要的作用,而当前尚无一种功能全面、性能稳定、且适合国情的系统能提供给社会。作者对此进行了深入的调研,提出了一种包括聋儿听力检测,助听器选配和红外辐射声传输集体式助听系统的听力康复设备设计方案。

Research on hearing-recover device for impaired children

ZHANG Wei

(Jiangxi Hong sheng Telecommunication Equipment factory, Jianxi Jian · 343006)

At present there are more than 1,700,000 hearing and speaking impaired children in our country. In fact, most of them have certain useful residual hearing. Early hearing and speaking training to them is helpful to let them go out of their soundless world. In this case, a hearing-recover device is of great importance. But at present there is no such device with full function and stable performance on the market. The writer of this article has made a research on the field and provided a design of hearing-recover device. The whole system provides hearing examination to impaired children, hearing aids matching and infrared sound transmission.

1 引 言

根据近年全国残疾人抽样调查结果推算,我国现有 2000 多万听力障碍患者,其中 14 岁以下的儿童有 171 万,7 岁以下的约有 74 万人。同时每年平均有 2~4 万新生聋儿,这些聋儿中绝大多数均存在可利用的残余听力,尽早对他们进行听力-语言培建训练,就完全有可能使这部分聋儿走出无声世界。因此社会各界对此极为关注,早在 1987 年国务院就将聋儿听力康复列入“三项康复工作计划”中,现已对 5 万名聋儿进行了康复训练。

在进行聋儿听力语言康复工作中,听力康复设备起着非常重要的作用,这些设备包括听力测定仪器,助听器选配仪和各种类型的助听器等。目前国内几家示范性的聋儿听

力康复中心,大多数都是选用了国外生产的设备,由于其价格昂贵,很难在我国的中、小城市特别是广大农村普及。国内少数几家生产这类设备的企业虽生产了部分聋儿语言训练器,但无论是产品性能还是产品质量,与国外先进水平比较仍存在着明显的差距。另外国产设备难以配套,无法以一个系统交付给用户。针对上述情况,经过调研,根据我国国情和用户意见,我们研制成功了一种聋儿听力康复系统,其各项技术性能均接近国外同类产品。

2 聋儿听力损失的特点

国际标准化组织(ISO)规定按聋者双耳听力损失程度划分耳聋等级,香港与亚太地

* 收稿日期:1996-2-13,修回日期:1996-5-20

区都沿用了这一标准,我国也采用其数值,只是耳聋的名称有所变化。标准数值如下表:

听力损失 (dB)	40	55	70	90	> 90
国际标准名称	轻度聋	中度聋	中度严重聋	严重聋	极度严重聋
中国标准名称	/	二级重听	一级重听	二级聋	一级聋

一般认为成年人在 500 ~ 2000Hz 听力损失的均值 25dB 为最低限,而小儿聋的听阈标准则是 15dB,这是因为这种轻度的听力损失已经足以影响小儿的言语发育。

小儿聋可分为遗传性聋和非遗传性聋两大类,前者在整个聋儿人口中所占比例较小,而非遗传性聋约占总数的 90% 以上,在非遗传性聋中,感染性聋和药物性聋又占了大多数。感染性聋是指某些致病微生物感染后所引起的感音神经性聋。脑膜炎、麻疹、流行性腮腺炎,风疹、流感、疟疾、中耳炎等疾病均可能损害人类的听觉器官,导致听力损害。药物性聋则是泛指临床上应用某些药物进行治疗时所致的感音神经性聋。这种药物常称为耳毒性药物,包括髓氨基糖甙类抗生素,抗肿瘤药物,袢利尿剂及柳酸盐类药物等,其中主要有链霉素、庆大霉素、奎宁等,也包括一些中成药如草乌、六神丸等。药物性聋一经发生,治疗十分困难,其听力损失情况也千差万别,如硫酸链霉素对儿童耳蜗的损害较大,且自觉症状一般出现比较晚,早期中毒影响语言频段不大,易于忽视,听力损失表现为从高频 8,000Hz 开始逐渐向低频蔓延。

除此之外,小儿聋还可因产前或分娩过程中许多外在因素所致,包括母体产前病毒感染、耳毒药物影响、接触一定量放射线和毒性物质、围产期缺氧及外伤等。在性病高发地区,梅毒患者所生的婴儿,可因梅毒螺旋体经脐带血运侵入感染,导致先天性梅毒性聋。在围产期,新生儿缺氧和新生儿黄疸,育婴室内或保温箱中环境噪声剂量超出一定范围,均

可对婴儿的听力造成损害。

遗传性聋的发生与遗传物质 DNA 相关,即通过生殖细胞按一定方式传递给后代,但也可以是迟发的或是遗传退化性的,即在出长后数年才表现出症状。如与遗传有关的耳硬化症即属此类。

综上所述,导致小儿听力损失的原因非常复杂,而预防措施难以奏效或实施困难,其听力损害的严重程度各异,但双耳多对称,通常以高频听力损失为主,小儿一旦致聋,基本上无法治疗,并由此产生非常严重的后果。如不进行听力康复培建,将使患儿终生丧失语言交往的能力,给社会和家庭带来负担。

3 现状调查

自 80 年代中期以来,全国各地陆续创办了不少聋儿听力康复中心,目前,大部分中、小城市和 1/3 左右的县都设有聋儿听力康复点(班),但其使用的听力康复设备却千差万别。除少数单位配有听力计外,主要的设备就是聋儿自己佩带的助听器,而市售的助听器主要是针对成年人生产的,通常其最大声增益不大于 60dB,其中大部分助听器没有自动音量控制和音调调节功能。近年出现的聋儿语言训练器,实际上是一种有线传输的集体式助听器,它由一个或多个传声器,一台扩音机和几付耳机及音量、音调控制器组成。音量、音调控制器通常是安装在学生的课桌上,可针对性地调节声增益和频率响应等,这种有线传输的集体式助听器性能可靠,输出功率大。因此有不少单位选用这种助听器,由于是采用有线传输方式,聋儿在佩戴耳机后便无法自由活动,为了防止声泄漏,耳机头环的压力必须足够大,聋儿佩戴后极不舒服,在炎热的夏天更是如此。而且聋儿离开教室后,必须佩戴自备的普通助听器,这样无线传输的集体式助听器便显示出明显的优越性。

无线传输的集体式助听器由发射机发射调频电磁波或音频调制红外信号,聋儿随身

携带一个小型接收机便可以在一定范围内自由活动。但是采用电磁波传输的信号,容易受到外界电磁干扰,发射机之间也会互为干扰源,因而在使用上受到很多的限制。如果采用红外传输,则不易受外界因素干扰,音质洁净而受聋儿的喜爱。所以国内外一些示范性的聋儿听力康复中心,都选用了红外传输的集体式助听器。

美国 Audex Longview Texas 公司是较早研制红外辐射声传输集体式助听器的企业,其产品性能稳定,插入式助听耳机配上耳模,有效地减少了声泄漏,耳机佩戴舒适。外壳采用盒式结构,坚固耐用。用尼龙带佩挂在聋儿的颈项上,适合儿童活泼好动的特点,这种集体式助听器的不足之处是只能在有红外发射机工作的场合下使用。聋儿离开教室后也同样要佩戴普通的助听器,这无疑要增添聋儿家庭的经济负担。

德国森海泽尔公司自 70 年代便开始研究红外辐射声传输技术,并在会议同声传译、电化教学、电视伴音传输等领域的应用中取得了成功。近年来研制出了一种具有多种功能的红外助听器,这种助听器同样采用盒式结构,电源选用可充电电池,除可接收红外传输信号外,还可以普通助听器一样放大由传声器输入的语言信号和感应拾音线圈输入的电话机受话器产生的音频电磁信号。该产品自 1994 年投放市场以来,以其优良的电声技术指标和适应现代语音传输特点而倍受用户的青睐。

听力测定和助听器选配也是聋儿听力康复中心的重要工作内容,国内大部分省级听力康复中心都配备了纯音听力计和声阻抗测试仪,但只有极少数单位购置了助听器选配设备。各种听力测定仪器,无论是进口的还是国产的,价格均高达数千元甚至几十万元,如果使用这种设备装备全国的各级聋儿听力康复点,无疑是有相当大的困难。

实践证明测定聋儿的听力,没有必要非声学技术

用频率多、调节细的听力计,因为聋儿在测听时的反应与配合,相对于听力正常的成年人而言,存在着明显的区别。目前各国听力学和电声领域的专家公认:对于双耳听力严重受损的聋儿,当听力损失在 100dBHL 以上,残余听力频域在 1500Hz 以下时,如果只佩带普通助听器,要达到听力康复的目标,几乎是不可能的。在这种情况下只能依赖埋植电子耳蜗或佩戴触觉音码器。而在我国却出现了不少超出此范围而达到听力康复的聋儿,对此现象人们只能用“没测准”来解释。

小儿听力测定是一项技术难度很大的工作,必须采用多种检查法,多次反复检测方能得到符合实际的数据,因而任何一个聋儿听力康复单位都应该备有听力检测设备,以便随时对聋儿的听力进行检测。但是目前我国,距离这一要求相距甚远。

听力测定的结果是选配助听器的大致“处方”。听力图上的曲线特征可以表明听力障碍的性质和听力损失的程度。与配眼镜一样,助听器的一些功能调节装置必须调整到佩带者适合的位置,尤其是音调控制开关的设置必须与听力曲线相吻合,对于聋儿来说其必要性更为突出,尽管产品说明书上都标注了音调控制调整的方法,但调整好后的助听器仍需要用仪器进行检测,成年后听力受损的患者也许无此必要,因为他们对正常的声环境早已有感性认识,然而对于聋儿来说,这项工作内容则是非常重要的,因为助听器选配不当将会严重地损害聋儿的残余听力,所以在一些发达国家,助听器的选配都是由经过严格训练的助听器调剂师来完成的。我国在这方面所做的工作还是很不够的。

4 方案设计

针对以上问题,经过分析研究,提出了多种设计方案,力求使设计出的产品性能稳定可靠,实用价廉,主要技术指标达到或接近国

外同类产品的先进水平,市场定位于面向我国和众多发展中国家,为此最终确定了一种较好的可行性设计方案。

该方案选定聋儿听力康复设备主要由两部分构成,聋儿听力检测和助听器选配工作用助听器选配仪来完成,助听设备则借鉴德国森海泽尔公司最新开发出的红外助听器所采用的技术方案。

助听器选配仪是一种集听力检测和助听器主要电声技术指标测试、调整为一身的电声仪器,由于作为定量测听用的耳机,要求在频率响应与灵敏度特性上具有良好的稳定性与一致性,具有明确的标准听力零级参数,因而设计和制造难度较大,而购买国外生产的测听耳机,价格相当昂贵。此外这种耳机的尺寸、重量以及所用头环的夹紧力,均不适用于小儿测听。考虑到这些因素,助听器选配仪采用了带有耳模的插入式助听耳机作发声换能器件,在听力检测结束后,即成为该聋儿所配助听器的耳机。由于助听耳机的标称灵敏度各不相同,即使是同一型号的耳机,其灵敏度和频率响应的一致性也难有保证。因而用助听器选配仪所测得的参数只具有相对定量的含义,不能象听力计那样作定量测定的依据。但单纯从助听器选配的角度出发则是非常可取的,因为测试结果具有很强的针对性,有利于较精确地调整助听器的频率响应。

值得注意的一个问题是助听器耳机的灵敏度和频率响应存在着稳定性欠佳的现象,导致这一现象的原因可能主要有两个方面,其一是振膜中心发生偏移,振膜上的增磁片与耳机的电磁场失衡,导致振膜在相同径向位置的位移不对称。另一个原因是振膜在长期工作的过程中发生蠕变,使灵敏度下降。其中前者的影响较大,这种现象的出现主要发生在出厂后不久的助听器耳机上,因此选配中使用的耳机应是经过存放一段时间后,经检测合格的耳机,以消除运输过程中的振动和环境温度等因素对其稳定性的影响。

助听器选配仪的电路框图见图 1。根据国际电工委员会 IEC645 标准中对简便诊断型听力计所作的规定,助听器选配仪的频率范围设定为 250、500、1000、2000、4000Hz 五档,只检测气导听力,频率准确度稳定在示值的 $\pm 3\%$ 以内,谐波失真小于 3% ,仪器的信号输出以外接标称负载时的输出电压分档,分别为 100mV、300mV、1V、3V。

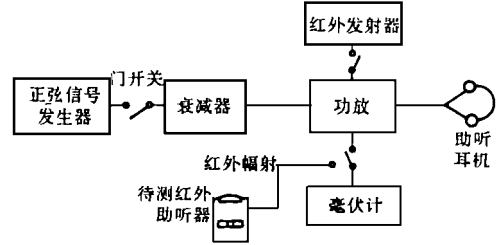


图 1 助听器选配仪原理框图

由于听觉器官对持续的细小声音往往不易察觉,门开关作用就是使选配仪具有间断发声功能,这样才能得到比较准确的结果。

听力检测结束后,通过红外幅射将正弦信号传输给红外助听器,并对红外助听器的输出信号进行测试和调节音调控制器。

红外幅射声传输集体式助听系统是由红外发射器、红外助听器、充电器 3 部分组成。红外发射器是利用红外光作为载体,传输声频信号的一种装置,由前置放大器、自动电平控制(ALC)、压控振荡器、驱动电路、红外发射管、电源等构成,其框图如图 2 所示。

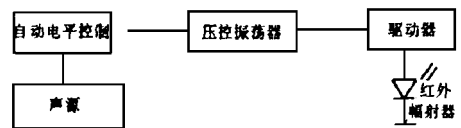


图 2 红外发射器原理框图

由声源或传声器输入的声频信号,经带有 ALC 的前置放大器放大后,加到压控振荡器的控制端。压控振荡器输出方波信号,输出信号频率变化受控于声信号,并控制驱动电路的驱动管通断,对红外光进行调制。红外发射管连接在驱动管的集电极,辐射出随声

频信号变化的红外光脉冲波。

红外助听器采用盒式结构,有3种输入方式,分别是传声器、感应拾音线圈、红外接收。具有自动音量控制,音调控制等功能,电源采用可充电电池,以降低使用成本。红外助听器原理框图如图3所示。

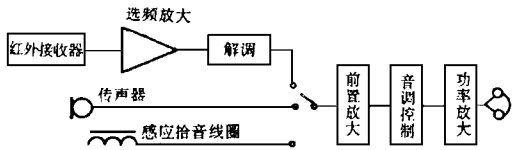


图3 红外助听器原理框图

红外接收器由2只红外接收管组成,当红外光信号作用到接收管上,引起接收管阻抗发生变化,从而产生一交变电压,实现了光-电转换。选频放大器对50~450kHz频段进行放大,为了对寄生调幅进行有效抑制,对信号进行了限幅。FM解调采用RC移相解调方式,滤波部分采用RC π 型滤波网络。

由传声器或感应拾音线圈输入的信号,经前置放大后,馈给自动音量控制电路,音调控制采用负反馈音调控制方式,可在较大的范围内调节高、低音音调,经音量电位器调节音量后,送功放电路放大。

由于红外助听器采用了可充电电池供电,充电器选用电池额定容量1/10的充电电流恒流充电,充电14~16小时后,可供助听器连续工作50个小时以上。

4 关键技术

助听器选配仪实际上是一台专用的信号发生器,国内已有不少成熟的产品可供借鉴,因而不存在多少技术问题。

而红外辐射声传输集体式助听系统则存在着一些值得重视的技术问题,比如提高系统的信噪比,降低红外辐射声传输过程中的失真率改善感应拾音线圈的频率响应、提高其拾音灵敏度等。

信噪比是评价声传输系统设备质量的一
声学技术

项重要指标。因为红外辐射声传输的载体是红外光,所以对红外发射器而言,首先是要对服务区域提供足够的辐射光功率。红外发光管是实现这一目标的主要器件,红外发光管的辐射光强取决于流过其中的正向电流,发光强度随着正向电流的增加而增加,但达到一定值后则增加不明显。因而红外发射器的辐射光功率与红外发光管的数量、发射器驱动电路的输出功率等有直接关系。而对红外助听器来说,则需尽量降低光电转换过程中无用光产生的干扰,在结构设计时应用紫红滤光罩封盖红外接收管。当红外助听器处于感应拾音线圈输入方式时,感应拾音线圈的灵敏度是影响信噪比的关键因素,因而拾音线圈的设计和制造是很重要的。

红外辐射声传输过程中产生的失真主要是由于过调制产生的,在发射器电路中,利用自动电平控制将前置放大器输出的电压保持在一个适当的电平上是非常必要的。当然红外助听器的选频放大、解调、功放电路对整个系统的失真率也同样有影响。要从根本上解决红外辐射声传输过程中的失真问题,则必须采用数字信号调制技术。

在实际使用中,红外发射器可以放置在固定的地方,可使用220V交流供电,因此对体积重量的限制不苛刻。而红外助听器需佩带在聋儿身上,且连续使用的时间又特别长,这就要求红外助听器必须体积小、重量轻、坚固耐用,采用可充电大容量的电池,在电路方面则应选用低工作电压,低功耗,外围电路简单的集成电路。

参考文献

- 1 章句才. 听力测定与助听器选配. 中国计量出版社, 1988
- 2 刘慕虞 俞诺. 耳聋诊疗与康复. 湖南科学技术出版社 1991
- 3 野村英一. 助听器最近动向. 日本音响学会志, 1989; 45(5): 549~555
- 4 章玮. 当代助听器的研究进展. 应用电声技术, 1993; 1(3): 3~7