

响度重振与助听器

唐惠德

邓元诚

(天津助听器厂)

(北京市耳鼻咽喉科研究所)

1983年3月25日收到

近年来出现了很多种结构型式的助听器,无论哪一种对于改善传导性耳聋的听力困难都有极好的效果。但对于改善感觉性耳聋的听力困难其效果不甚理想,甚至有人认为感觉性聋耳不宜戴助听器。其实不然,感觉性耳聋有一种特殊听力现象,即重振。如果设计者针对重振聋耳听力特性来设计助听器的声学特性,感觉性聋耳就会有满意的助听器使用,而且技术上也能够实现。无论什么性质的耳聋,只要助听器的声学特性能够符合聋耳的听力特性就能起到改善聋耳听力困难的作用。

助听器是一个完整的特殊的小型扩声系统,用于补偿聋耳的听力损失。世界各国都把助听器作为解决聋人听力困难的重要手段。自四十年代末半导体三极管问世以来,助听器有了很大发展,出现了很多种结构型式的助听器。现今常用的助听器主要有四类:即盒式、眼镜式、耳背式及耳内式。尽管助听器的种类型式很多,其声学特性各有所长,对于解决传导性耳聋的听力困难已取得公认的满意效果。但对于解决感觉神经性耳聋的听力困难,多认为效果不甚理想,甚至有人认为感觉神经性耳聋不能使用助听器。近年来,由于对感觉神经性耳聋听力特性研究的深入,以及电子学、电声技术的进步,可以为这类耳聋患者设计和制造出比较合适的助听器。

感觉神经性耳聋,特别是感觉性即耳蜗性或内耳性耳聋的患者,相当多的人有重振现象。重振(*Recruitment*)亦称复响或复聪,是一种病理现象;通常所说的重振是指响度重振(*Loudness recruitment*)。听觉功能正常的人所感受声音的响度是随声强而变化的,其变化呈一定比值的依赖关系。某些内耳听觉受到损害的人,则感觉声音响度的增长,在不同程度上超过了强度增长的速度,即患耳对较强的声音比较敏感。有重振现象者,接触强声时,忍受能力显著

降低,甚至忍受不了,而对于比较弱的声音又听不见,这是有重振现象聋耳的最显著的特点。因此,这类聋耳戴助听器时,音量开小了听不见,音量开大了又忍受不了,很难调到一个合适的音量。普通的助听器,由于没有考虑到重振聋耳这种特殊的听力特点,所以不能起到改善听力困难的作用,甚至还会导致其听力恶化,特别是对某些重振现象严重的耳聋患者。所以一般认为感觉神经性耳聋不宜戴助听器。如果按照重振聋耳的听力特性来考虑,就有可能为重振聋耳患者设计出较为理想的助听器。

重振可以通过纯音测听来鉴别,也可用语言测听来鉴别。纯音测听鉴别重振的方法较多,如双耳响度平衡试验(简称 ABLB 试验);强度辨差阈试验(简称 DL 试验);强度辨差阈差异试验(简称 DLD 试验);短增量敏感指数试验(简称 SISI 试验);不适响度(UCL)试验等。语言测听主要是根据语言清晰度曲线的形态、听阈距或阈距的范围,来确定重振的有无^[1]。Be-kesy 测听,主要是根据听力图上锯齿型听阈曲线波幅的缩小与否,来判断重振现象的有无^[2]。近二十年发展起来的阻抗测听法,是根据纯音听阈与声反射阈之差的大小,来鉴别重振^[3]。七十年代兴起的电反应测听(ERA)也可鉴别重振的有无。

通常不适响度 UCL 与听阈 TH 之间的范围定义为听力范围, 最适响度 MCL 和不适响度 UCL 之间的听域范围定义为舒适响度范围 RCL^[4]。正常耳的听力范围较大, 听力正常耳的 UCL 为 120dB(HL), TH 为 0 dB(HL), 其听力范围为 120dB, 而且最适响度 MCL 在不适响度与听阈的中间, 即 60dB(HT) 处。有重振的聋耳, 其听力范围比正常耳及传导性聋耳窄, 其不适响度与听阈之间范围小于 120dB, 而且最适响度不在听力范围的中间, 而是偏向不适响度一侧。因而舒适响度范围比正常耳更窄, 如图 1 所示。

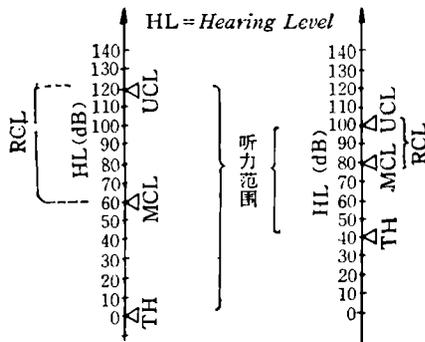


图 1 正常耳(左)和重振耳(右)的听力范围

正因为有重振的聋耳的听力范围和舒适响度范围都比正常耳窄, 当配戴助听器时, 若助听器声输出的动态范围大于其舒适响度范围, 必然有不适感, 不仅不能补偿其听力, 反而会使其听力恶化。针对重振聋耳的这些听力特点来设计助听器, 才能使聋耳获得较好的使用效果, 为这类耳聋所设计的助听器应具备下列措施:

1. 必须有强声抑制措施 不论外界输入的声音多大, 特别是那些突然出现的强声进入助听器, 助听器的最大声输出均不得超过不适响度, 这样聋耳就不会有疼痛感, 才能起到保护聋耳的作用, 当然也就不会恶化其听力。

2. 助听器的声输出必须是以最适响度为中心, 动态范围大体上与舒适响度范围一致, 其上限不能超过不适响度。 声输出的中心声压级与最适响度相对应, 这样聋人通过助听器听到的声音, 其响度基本上在舒适响度范围之内, 如

应用声学

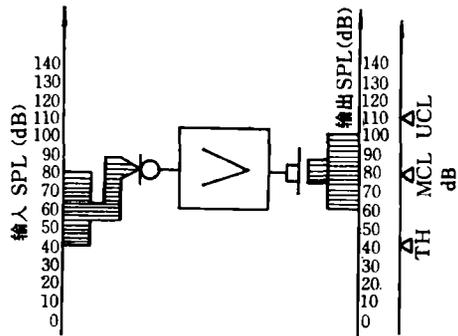


图 2 助听器的输入和输出声压级的动态范围

图 2 所示。

3. 由于有重振聋耳的听力范围比正常耳或传导性聋耳窄, 要求助听器输出声的动态范围比普通助听器的输出的声压级动态范围窄; 不同的重振者其听力范围也不同, 因此, 要求助听器输出声压级的动态范围应是可调的。若助听器的声输出与聋耳的舒适响度范围一致或稍微小于其范围, 则聋人听起来就不会有不适感。

4. 重振与频率有关 有些人只在某些频段(高频或中频段上)有重振现象, 并非在整个语音频率范围都有重振, 这就要求助听器不仅能适应整个语言范围内有重振患者的要求, 还要考虑某个频段上有重振的聋耳患者。

为实现上述目的, 首先要在助听器的电路上采取一些措施。如削峰、限幅、压缩、自动增益控制 (AGC)、自动响度控制 (ALC) 等。

削峰是将超过一定电平的峰值切掉, 即将助听器的声输出超过 UCL 部分切掉, 从而使声输出不会超过聋人听觉的痛阈^[5]。

利用限幅电路, 使限幅器的限幅上限不超过使用者的不适响度, 如图 2 所示, 使助听器的声输出范围与使用者听力范围一致, 超过部分将被限幅器限掉。

削峰和限幅, 使助听器的声输出的动态范围在聋人的舒适响度范围之内, 聋人就不会有强声受不了之苦, 不致于造成声损伤。但由于削峰和限幅使失真度增大, 语言清晰度和可懂度都不理想。对于突然出现的强声可以采取削峰和限幅来抑制, 对于普通谈话的语言信号

仅依靠削峰和限幅是不够的。较好的办法是动态压缩，使助听器的声输出的动态范围压缩在聋耳听力的舒适响度范围之内，如图 3 所示。

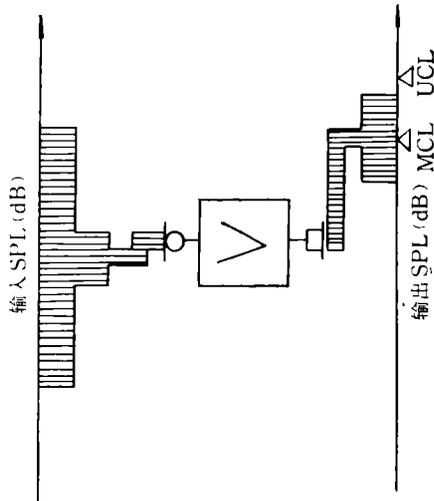


图 3 适合于重振耳佩戴的助听器输出声压级的动态范围

如果聋耳重振严重，聋耳的舒适响度范围必然更窄，助听器的压缩深度相应地也要深一些。不管助听器的输入声的动态范围多大，输出声的动态范围总是被压缩在一个固定的范围内。这样，有重振的聋耳就会有比较理想的助听器来解决他们的听力困难，这种助听器对“小声”能够进行放大，对“大声”进行压缩，如图 4 所示。

在图 4 中，当助听器输入声压级为 40dB

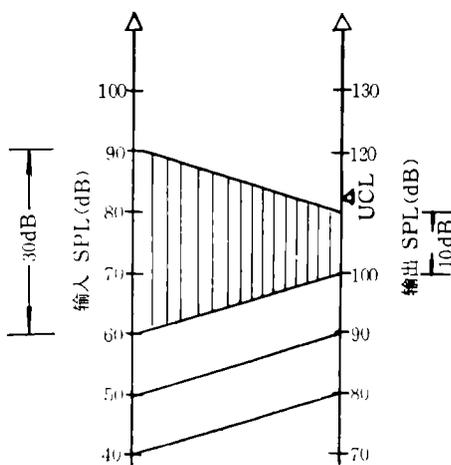


图 4 助听器的输入声压级与压缩后的输出声压级

时，输出为 80dB，其增益为 40dB；当输入声压级为 50dB 时，输出为 90dB，其增益为 40dB；当输入声压级超过 60dB、增加到 90dB 时，输出为 110dB，其增益仅为 20dB。当输入声压在 60—90dB 范围内时，最大声输出不超过不适响度，也就是说助听器对小信号进行了较大的放大，对大信号进行了压缩放大。

压缩、限幅、削峰等概念是有区别的，削峰和限幅要求输入电平高于限幅电平时才起作用，压缩几乎经常在起作用。压缩是通过自动增益控制 (AGC) 电路实现的。自动音量控制 (AVC)、自动响度控制 (ALC) 等，它们本质上都是自动增益控制。国际电工委员会 (IEC) 已有专门的文件统一了自动增益控制电路的定义和概念^[6]。

上述技术在盒式助听器或耳级助听器 (Ear-level hearing aids) 上均可适用。耳级助听器系耳内式、耳背式、眼镜式助听器的总称。盒式助听器如图 5 所示，它的耳机与机体是分开的，由一条导线联接。由于它的体积较大，可以容纳较为复杂的电路，上述电路在盒式助听器上均可实现。微型助听器体积比较小，如眼镜式助听器是将助听器的全部元器件均装在眼镜腿里，耳背式助听器则被做成三到四厘米长的弯钩型，放在耳廓背后，它的前端有入声口，出声口也在前端，用一个羊角型“耳钩”和塑料管把声音送入耳道，如图 6 所示。

耳内式助听器是几种助听器中最小的，它的外壳是根据聋耳的外耳道及耳甲腔的形状特制的。助听器的全部器件，包括传声器、耳机、

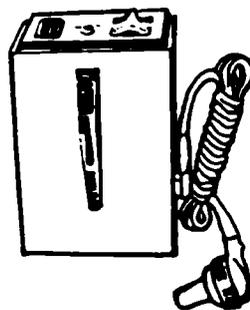


图 5 盒式助听器

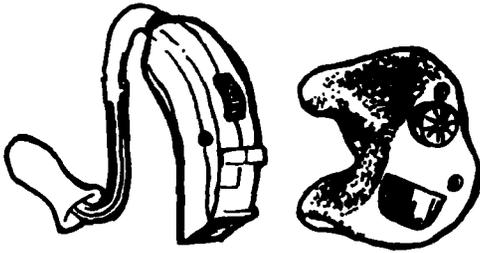


图6 耳背式助听器

图7 耳内式助听器

放大器、能源及开关电位器等,全部装在小小的空心外壳中,其大小和形状如同蜗牛,如图7所示。

微型助听器由于体积小,很难装入过于复杂的电路,但只要电路设计的好,同样可以实现前述四项措施。

解决重振聋耳的听力困难,除了在助听器的电路上采取措施外,对聋耳配上合适的耳模代替以往的圆型耳塞,其声学效果会更好些。耳模(earmold)^[7]是按人耳外耳道及耳甲腔的形状特制的,形状如同耳内式助听器。耳模使助听器的耳机得以方便舒适地固定在耳模的入声口

处,耳模的出声口则对准耳道。耳模不仅仅起到一个小耳机和外耳道之间的耦合作用,在耳模上可以人为地钻以大小不同的气孔,随气孔的直径大小不同,其声学效果也不同,对于改变助听器输出声的频率响应特性有极为明显的效果。无论采取何种措施,不论在盒式助听器还是在微型助听器上,只要助听器的声学特性能够符合聋耳的听力特性,感觉性耳聋就能够得到满意的助听器,补偿其听力的不足。

参 考 文 献

- [1] 中国医学百科全书. 耳鼻咽喉科学,上海科学技术出版社,1980年,38—39.
- [2] 同[1],37.
- [3] 陈新等,第三届全国耳鼻咽喉科学学术会议论文汇编,中华医学会,1981年,29.
- [4] H. A. Newby, Audiology, Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1972, 122—123.
- [5] H. A. Newby, Audiology, Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1972, 122—123.
- [6] Automatic gain control devices IEC Publication 268, 1973.
- [7] S. C. Dalsgaard, Seventh Danavox Symposium 1975, G1 Aversaes Denmark, 86.

(上接第36页)

达声的延迟时间为35—40ms的一次反射声。与在高度中所述的相同条件下,由声源反射于侧墙的一次反射声到达观众厅地面某一接收点处,它相对于直达声的延迟时间(Δt_B)为

$$\Delta t_B = 3[\sqrt{(B-d)^2 + l^2 + h_s^2} - \sqrt{l^2 + d^2 + h_s^2}] \text{ (ms)} \quad (4)$$

式中: B 是观众厅的宽度(m),其它符号同前述。图(8)是接收点位于中轴线上的延迟时间。

由图(7)表明:(1)观众厅的宽度越宽,一次反射声的延迟时间越长;接收点离声源越远,一次反射声的延迟时间越短,因此观众厅后部座位具有短的延迟时间的一次反射声。(2)

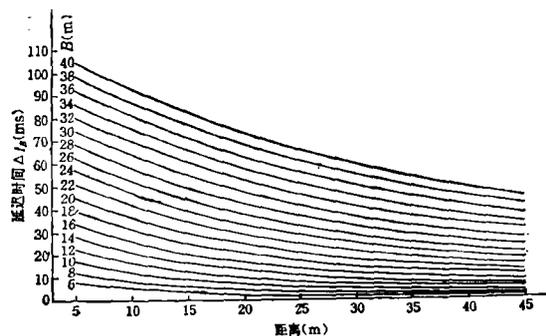


图 8

为了保证池座前区具有35—40ms的一次反射声,观众厅的宽度不应超过27m,这样在离声源10m处的反射声的延迟时间已是55ms了。