

# 移频助听技术与移频助听器

Frequency transposition algorithm in hearing instruments

梁 勇

"LIANG Yong

【中图分类号】B842.5 【文献标识码】A 【文章编号】1672-4933(2005)03-0025-03

## 1 移频助听技术产生的背景

自从助听器诞生以来,助听技术一直在不断完善、改进和更新。虽然这些技术的确改善了听障人士配戴助听器的舒适度,但仍然不能解决重度和重度以上听障病人听清并理解语言及在所有听觉环境下都能理解语言的问题。

传统助听器通过调控信号的振幅,使各频率的振幅变大,这种设计理念可以满足仅需要对声音进行简单放大的患者的需求。然而,最近的研究证明,高频听力损失超过 70 dB 时,内毛细胞的功能已损失殆尽。此时病人即使可感知放大的高强度声刺激,但对语言理解不但没有作用反而有负面影响<sup>[1,7]</sup>。其原因是:传统助听器均采用振幅压缩放大原理,而其振幅放大量和频带宽度却受到麦克风和扬声器性能的限制,使其在高频尤其是 2 kHz 以上的增益效果受限。按经典的 1/2 补偿原则,仅采用振幅压缩放大原理的助听器,其助听效果不足以补偿高频听力损失超过 60 dB 的病人对增益的需求<sup>[1-9]</sup>。

与语言中辅音的声学物理特性有关。其中清辅音中绝大部分中心频率位于 4 kHz 以上,而在大部分日常会话声谱中的声强范围主要在 5-40 dB HL 之间,平均为 30 dB。因此,一旦患者在 4 kHz 以上的听力损失超过 60 dB 时,按 1/3 补偿原则只有当其至少可以获得 20 dB 以上的高频增益时才有可能感知高频辅音,而传统助听器在 4 kHz 以上时很难产生 20 dB 的平均增益,所以对于重度及其以上听力损失的病人来说,传统助听器在清辅音的感知方面帮助不大。因为超过 35% 的重要言语信息分布在 2 kHz 以上,即使助听器可以补偿病人高频听力损失所需的增益量,如果病人的听觉系统在此频段没有残余听力或不能得益于这些放大信号,听力康复专家又怎样使听障人士改进言语理解呢?<sup>[10,11,15]</sup>。与声学上的上扩散掩蔽特性有关。上扩散掩蔽特性是一种低频声更易对高频声产生掩蔽作用的声学物理现象,因此现在已

有很多助听器都采用了降低低频增益的方法来降低助听器的噪声。由于语言音素中元音的声谱多分布在低频,而辅音的声谱多分布在高频,如果助听器在中低频段有足够的增益而高频段增益不足,就会产生放大声音中元音对辅音的掩蔽。这也正是被国外许多研究证明的当听障人的高频听力损失超过 60 dB 时,传统的助听器对听障人的言语辨别力不但没有作用,反而有负面影响的原因所在<sup>[1,3-7,14]</sup>。感音神经性聋病人需要更大(约比正常大 4 倍)的信噪比才能达到正常人在日常信噪比下的言语辨别力。正是由于以上的原因,就需要有一种助听装置能够在传统降噪的基础上,使语言中对言语辨别和理解至关重要的辅音音素的信噪比有进一步的提高<sup>[2,3]</sup>。

该如何解决以上问题呢?电子耳蜗植入具有解决这一问题的作用。1993 年澳大利亚国家听力实验室的 Davis Penn 和 Ross 首次提出一个被称为“移频(frequency shifting, frequency transposition)”的助听技术试图来解决以上的问题。“移频”助听技术是一种避开增益限制和无用听力的信号处理策略,即按比例的频率压缩(proportional frequency compression)这样可以将关键的高频言语信息“移”到具有较好残余听力的低频区。用此技术有可能将输入言语信号的频带匹配到患耳最敏感的有限频带,而不是使已不存在的高频听力产生反应。这种改变并不影响语言的分辨,因为听辨语言最终靠大脑,大脑察觉频率是基于比率(ratios)而不是绝对的频率<sup>[1,2]</sup>。实际上,可以说移频助听技术是一种介于传统助听器和电子耳蜗之间的助听技术<sup>[11-17]</sup>。

## 2 移频助听技术的原理

“移频”的概念出自上世纪五六十年代,当时有研究者试图应用“频率降低技术(frequency lowering techniques)”进行助听和语训<sup>[14,15]</sup>。当时的设想就是将语言信号的带宽匹配到听障人具有较好敏感残余听觉动态范围之内,而不是企图使不复存在的高频听力有反应。有许多方法可以用来进行不按比例和按比例的频率

作者单位:南方医科大学附属南方医院耳鼻喉-头颈外科,广州 510515

作者简介:梁勇 医学博士 主任医师;研究方向:听力学

转换,但均未被用作可配戴的助听装置或语训工具。例如变调装置就是一种不按比例频率转换的方法,它是通过恒定的频率移动导致语言声不自然的变化,这种方法对语言理解并无帮助,因为不按比例频率转换的方法不能保护语言信号中语素之间的相应关系,反而会干扰听觉。按比例移频的方法类似于录音机的慢放,即先按正常速度录音后再以慢速度播放,因而可以保持语言中各语素之间的相应频谱位置关系。但是将一部录音机变成一个可配戴的助听装置并实时进行录音和慢放是不现实的。

" 美国 EMILY 机构一直在使用一种“移频”装置,该装置计算的原理是基于 1-2 kHz 范围内的声谱信息对于语言接受至关重要。EMILY 装置可探测此范围的音素和能量构成,然后在较高或较低的频带范围内进行移动复制,并可对所选择的音素实时地得到增加,从而使声音的特性更易被觉察。虽然这一技术可用于可配戴式的助听装置上,并显示了它可以应用于更大范围听力损失患者的前景,但还缺乏临床应用的实际观察结果。早期生产的移频助听器是一种利用“慢放”移频技术的特大功率助听器(1994 年)<sup>[8,9]</sup>,为了克服传统助听器的限制,它应用了按比例的“慢放”频率压缩,通过利用电子磁带装置将语言信号几乎“实时”地按比例移动并压缩,同时对高频弱小的辅音信息进行辅音推动,尽量将有用的高频信号移到可以利用的低频区。从理论上讲,将听障人不可能听到的高频辅音信号移到可以听到的低频区应当可以克服普通助听器对无或少有高频残余听力的听障人无能为力的困难。图 1 是移频助听技术的按比例频率压缩工作原理图。

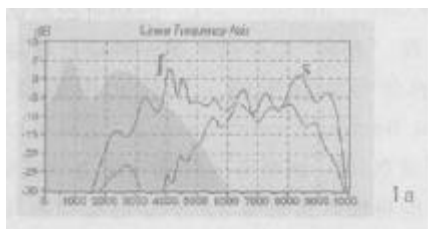


图 1a 辅音 /sh/ 和 /s/ 的典型频谱(阴影区是一个助听器的频响区域)。

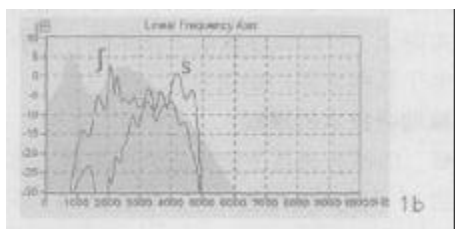
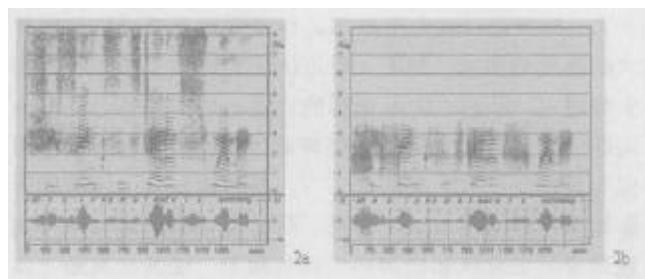


图 1b 原始信号被向低频压缩 2.25 倍。显示了声音内峰与峰之间的关系。

" 图 1. 移频助听技术的按比例频率压缩工作原理图

" 在图 1a 中的两条曲线分别显示了辅音 /sh/ 和 /s/ 的典型频谱,阴影区是助听器的频响区。图 1b 中移频助听器将清辅音按比例压缩功能(FCVR)设置为 2.25,因此 /sh/ 和 /s/ 的原始信号被向低频按比例压缩了 2.25 倍。由于这只是两个辅音的能量峰关系而不是峰的绝对频率,也就是两个声音的能量峰的关系不变,这样将放大的信号压缩到具有有效声增益且为病人有较好残余听力的频段(阴影区),所以可以听到和分辨高频的清辅音。

" 上述的按比例频率压缩功能只是一个具有选择功能的方式,故被称为动态言语重新编码功能,它首先确定言语的特性,然后决定是否需要对言语声进行频率压缩。选择性按比例压缩器处理的设计可用于确保只改变语言的能量和高音(pitch)特性,而保持了语言的其他声学特性不变。<sup>[1,8,9]</sup>以“she sinks instead of swimming”为例,分析这句话的频谱图及其按比例频率压缩的选择特性(见图 2)。



" 图 2 "she sinks instead of swimming"被按比例的比例频率压缩处理前(2a)后(2b)的频谱图。

" 在图 2a 中,横轴上显示的是“she sinks instead of swimming”这句话的原始频谱图,句长约 1.8s。可以看出: she 中 /sh/ 的能量分布在约 2-8 kHz,能量的大部分集中于 2 kHz 以上。单词 she 中的“e”开始于约 150 ms 处,“e”的第一个音素产生于约 400Hz,第二个音素在 2600-2800 Hz 范围。“e”的音素转换明显是位于单词“sinks”第一个“s”的起点,约 250 ms 处。“s”的第一个能量带位于 2-3 kHz 之间,更有意义的第二个能量带分布于 5 kHz 以上。如果一听障者在 2 kHz 以上无可用听力(用横线在 2 kHz 作出标记),该患者就会将“she sinks instead of swimming”听成“\_e\_in(k)s l ead o\_ wimmin\_”(k 的括弧表示听障人可以听到第一个能量带但听不到第二个能量带)。

" 图 2b 的频谱图显示经过移频助听器的按比例频率压缩处理后的原始记录。与图 2a 对比后可见关键的高频语言信息被“移到”了 2 kHz 以下。如 /sh/ 的能量被集中

在 500-3500Hz 之间;“she”中的“e”音保持在原来位置,第一和第二个音素转换不受影响,表现为动态言语重新编码处理的选择性;单词“sinks”的第一个“s”的能量集中在大约 1100-3700 Hz。

### 3 目前的移频助听技术

近几年已有数十篇文献提及应用按比例的频率压缩,即“移频”技术作为助听的一种方法<sup>[7-8]</sup>,不过按比例压缩的方案各有不同<sup>[7-9]</sup>,如目前已面市的 ImpaCt 和 Logicom 助听器就是属于具有按比例压缩功能的助听器。

ImpaCt 设计的主要目标是尽可能地提高高频听力损失者的言语可懂度,它先利用自身的在位测试功能进行听觉动态范围的真耳测试,然后根据输入的言语信号实时地进行数字分析,并对言语的频率、振幅、时间等特性进行动态调控。这种调控是在传统的振幅压缩放大策略助听器的基础上,采用特有的类似于电子耳蜗语言编码的实时动态言语重新编码(dynamic speech re-coding, DSR)、动态辅音推动(dynamic consonant boost, DCB)、频率压缩(proportional frequency compression, FC)、重度低频听力损失的声学反应和语言清晰度优化技术等数字处理技术以及大量标准的可编程选配参数,其目的是改善对言语理解起至关重要的语言辨别力。在对低频元音信号进行自动增益控制(AGC)处理,使其保持在最适阈(MCL)的同时,数字音素分析器跟随言语的动态范围进行 DSR 调控。当言语中的高频辅音一旦被识别,DSR 功能立即启动,将高频辅音信号推动到患者残存的低频听觉动态范围内。需要注意的是过多的频率压缩虽然可以提高觉察力,但有可能降低言语辨别力。采用 DCB 与 FC 技术还能有效地平衡言语觉察力与辨别力之间的关系。这些功能适合于那些低频听力正常或轻度损失而高频听力严重损失的患者需求。

在处理高频听力损失患者的听力康复时应根据具体情况选择正确的助听装置,目前许多研究者报道了具有频率压缩功能的“移频”助听器临床应用的研究结果,证明“移频”助听器行之有效<sup>[1,2,7,8,18]</sup>。美国听力言语学会 2003 年颁布的婴幼儿助听器验配指导方案中也明确指出,对于重度及以上听力损失的患者,当配戴传统助听器不能听到关键的语音时,“移频”助听器是个很好的选择。这些作者认为高频清辅音(相当于汉语的声母)和英语中带有语法信息的 /s/ 在言语的理解上有着重要意义,而“移频”助听器具有听辨这些语音的功能<sup>[11-17]</sup>。

然而,有些研究发现由于“移频”助听器功能较多、运算复杂,其耗电量较大、故障机会可能较多,需

要进一步改善。对于成人陡降型听障的改进需要较长的适应期。对于聋儿必须通过一定时期的语言训练,方可达到理想的效果<sup>[1,2]</sup>。■

收稿日期 2005-2-20

责任编辑 李 原

### 参考文献

1. Miller-Hansen, Denise R. Evaluating the Benefit of Speech Recoding Hearing Aids in Children. [J]. American Journal of Audiology, 2003, Dec, 39-44
2. Douglas, Priscilla. A New Look at Proportional Frequency Compression. [J]. ASHA, 2004, May: 3-4
3. Davis-Pennell, Ross M. Pediatric experiences with frequency transposing. [J]. Hear Instrum, 1993, 44: 29-32
4. Ching T, Dillon H, Byrne D. Speech recognition of hearing-impaired listeners: Predictions from audibility and the limited role of high-frequency amplification. [J]. J Acoust Soc Amer (JASA), 1998, 103: 1128-1140.
5. Skinner M. Speech intelligibility in noise-induced hearing loss: Effects of high-frequency compensation. [J]. JASA, 1980, 67: 306-317.
6. Turner C. The limits of high frequency amplification. [J]. Hear Jour, 1999, 52 (2): 10-14
7. Hogan CA & Turner CW. High-frequency audibility: Benefits for hearing-impaired listeners. [J]. JASA, 1998, 104: 432-441
8. Goldbaum S, Halpin C. Exploring the Damaged Ear: The NIDCD National Temporal Bone Registry. [J]. ASHA, 1999, Jan/Feb: 29-33
9. Tabitha C. Parental comparison of performance with frequency transposition hearing aid and conventional hearing aids. [J]. J Am Acad Audiol, 1997, 8: 355-365
10. Wendy E. Davis, MS. Proportional Frequency Compression in Hearing Instruments. [J]. Hearing Review, 2001, 8(2): 2
11. Chasav Pavlovic. Speech spectrum consideration in hearing aid evaluations. [J]. J of Speech and Hearing Disorder, 1989, 54: 3
12. Wayne O Osen et al. Representations of the long-term spectrogram of speech. Ear and Hear. 1987, 8(5): 100s
13. Margaret W Skinner. Recession in hearing aid selection and adjustment. [J]. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1984, 93: 569
14. Beasley D, Mersen M. Use of frequency shifted/time compressed speech with hearing impaired children. [J]. Audiology. 1976, 15: 395-406
15. Bennett D, Byers V. Increased intelligibility in the hypacusis by slow play frequency transposition. [J]. J Aud Res 1967, 7: 107-118
16. Harvey Dillon, Ph.D. Hearing aids [M]. New York, Thieme, 2001, 202-208
17. 梁勇, 吴燕君. 重度聋者配戴移频与非移频助听器的对比研究. 听力学及言语疾病杂志, 2003, 11(1): 22-24
18. American Academy of Audiology: Pediatric Amplification Protocol. [M] October 2003