

线性移频技术的创新使用

An update on the use of linear frequency transposition

■Francis Kuk (America) 魏佩芳 译

Francis Kuk (美国)

【中图分类号】R764.5 【文献标识码】A 【文章编号】1672-4933(2008)01-0027-04

Inteo 助听器是首次运用整合信号处理 (integrated signal processing, ISP) 技术平台达到稳定可听度和自然音质的助听器。Inteo 采用的一个独特技术是可听度扩展, 即运用线性移频算法将可听度扩展到高频区, 这恰恰是传统助听设备无能为力之处。自从该款助听器发布后, 我们已进行了数次研究, 争取让该技术的使用优化。虽然我们的研究仍在进行之中, 对该项技术的理解也需要进一步加深, 不过, 至少我们已经知道如何利用这种技术, 让患者获得最大受益, 因此, 我们将在这篇文章中和读者分享其中的体会。

移频并不是新概念。早在 1979 年, Braid 等便对一些可追溯到 20 世纪 50 年代的降频技术做了精彩的综述^[1]。尽管该技术历史较长, 人们一直试图证明它的好处, 但是对降频技术的评价, 可谓褒贬不一。当时不仅仅缺乏培训, 技术局限性、缺少灵活的调试、受试者听力损失的程度均是影响该项技术的部分原因^[2]。

1 Inteo 的可听度扩展技术(可听度扩展)

Inteo 运用线性移频技术达到降低频率的目的。Kuk 等人^[3]对该算法的具体操作步骤有详细描述。简单讲, 首先要选择移频的起始频率, 即尔后频率移位的起点。该频率由患者首次超过 70 dB HL 的最低听力损失的频率来决定, 也是由听力图以每倍频程 10 dB HL 下降的曲线来决定。

一旦该算法启动, 比起始频率音(音源)高 1 倍频程的声音将被连续测量, 以确定具有最强声强的频率。这个声音(强度最高音)将被降低 1 个倍频程, 相

邻频率将依次向下线性移动。然后, 移频声通过过滤、自动放大, 使声音的目标频率值高于配戴者的听阈。最后, 它们和低于起始频率的原始声音混合, 一起输出。为增加灵活性, 临床医生可将移频声音的增益调到比默认设置高 14 dB HL 或低 16 dB HL 之处。可听度扩展是一个可选聆听程序, 即使用者在任何需要时都可使用, 并且, 可听度扩展始终保持在起始频率之上运行, 也就是一直在移动频率。

2 我们已做过的相关临床研究

美国唯听临床放大研究中心对此已经做过一些研究, 目的在于测试移频信息的利用价值, 研究怎样最好地调配可听度扩展程序, 寻找和改进能被人接受和使用的移频运算法则的技术方法。本文将介绍我们从中学到的经验教训, 并对这些研究作简单论述。

2.1 可听度扩展提供了可利用的附加信息

我们进行的首次研究旨在证明可听度扩展算法能产生有用的言语线索, 即用于提高言语识别率。为此, 我们测试了 9 个健听受试者, 测试健听者是为了降低测试者之间产生歧义的因素, 比如认知水平、听力损失对大脑皮质的影响等, 而且对我们关心的言语可用线索的问题获得直接的答案。在该研究中, 9 个受试者按随机次序, 分别聆听移频和不移频的清辅音音节, 移频处理是模拟极重度听力损失状况, 即所有 1600 Hz 以上频率被过滤。他们测试了 4 次, 每两次测试之间, 受试者都通过了 15 分钟的自导式熟悉训练。图 1 所示结果证明受试者使用移频比不使用移频时的识别率高。但在训练前, 即没有训练时, 受益不能立即显示出来。只需 30 分钟训练, 受试者的表现就比不使用可听度扩展时提高了约 15%, 表明培训可能是实现可听度扩展算法益处的一个重要因素。

作者单位: 唯听临床放大研究中心

作者简介: Francis Kuk 博士; 研究方向: 助听器验配及技术

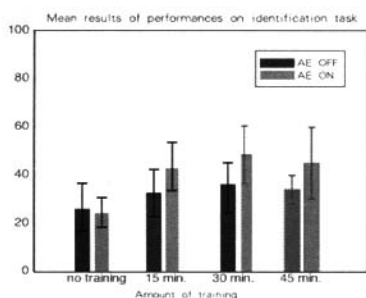


图1 模拟听力损失的健听受试者训练后在可听度扩展开启和关闭时的清辅音正确识别率

2.2 选择正确的起始频率很重要

由于放大不是在移频过程中进行的, 所以选择正确的起始频率变得很重要。如果我们知道某频率区域是“死区”^[4], 选择起始频率就很简单——应当正好在死区之下。另一方面, 因为死区的确定不是临床常规工作, 选择合适的起始频率就存在一定问题。当起始频率太低时, 本来通过传统放大听到的声音将被移频。后果是高频区移频信息减少, 而听者仍然无法听到这些信息。同时, 一些原本无需移频就能被听到的信息被移频, 导致言语信号失真, 这显然没有必要。而当起始频率太高时, 应该被移频的信息没被移频, 将造成言语可听度下降。Kuk等人^[5]已发表个案表明细调起始频率对某些患者是有效的。

2.3 高频陡降型听力损失患者可能是更合适的受益者

以前降低频率的研究主要是在重度到极重度听力损失的人群中进行的, 而他们的低频听力损失可能在低频处就非常严重。因此, 即使降低频率, 被移位的频率还是必须在其心理生理能力受限的频率区内得到解码, 这就部分地解释了为何对这些人的研究会得出不同的结果。另一方面, 研究^[6]显示, 具有高频陡降型听力图的极重度听力损失患者其频率分辨能力比其他类型更强, 因为他们的低频区听觉灵敏度无损伤。我们认为这些患者能够利用移频的信息, 因为他们的心理生理能力被“假设”为没有受到影响。当然我们不能排除其他类型听力损失的患者也能得益于移频技术。

2.4 听力损失患者已经感受到可听度扩展的优点

2.4.1 无意义音节识别

为了验证这个假说, 我们测试了可听度扩展算法

为开放式助听器候选者可能带来的潜在益处^[7]。14名在1000 Hz以下听力正常或有轻度听力损失而有高频陡降听力损失的患者, 在刚配戴、使用两周后和1个月后, 分别接受了3次在两个输入声强级(30 dB HL和50 dB HL)时的无意义音节测试。研究结果显示患者音素辨认能力有所改善, 特别是在30 dB HL的低输入声强时。图2显示辅音辨认改善率从配戴时的5%增长到了2周后随访时的12%。在50 dB HL的高输入时的改善虽然较少, 但也很显著。

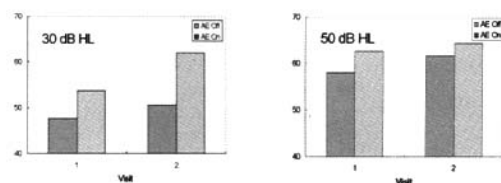


图2 访问1和访问2在30 dB HL和50 dB HL的呈现水平时平均NST辅音得分。可听度扩展关闭时用灰色显示, 开启时则用条纹显示。

2.4.2 其他声音效果——刺激信号越简单越容易被接受

在上述研究中, 我们还评估了受试者在用鸟鸣、音乐和女性声作为刺激声时, 对可听度扩展开启和关闭的喜好程度。受试者在双盲试验条件下, 分别在打开和关闭可听度扩展时, 聆听相同声刺激, 从而确定受试者是更喜欢打开可听度扩展还是关闭可听度扩展, 或是一样喜欢, 或是不太喜欢。图3显示当用鸟鸣作为刺激声时, 85%受试者发现打开可听度扩展和关闭可听度扩展一样好或者更好。用音乐作为刺激声时受试者的喜爱程度是65%, 女性讲话声片断作为刺激声时是30%。这些结果显示刺激声最简单时, 受试者最喜欢可听度扩展算法。随着刺激声频率范围的扩大, 受试者对可听度扩展的喜欢程度会下降(相对于无可听度扩展)。

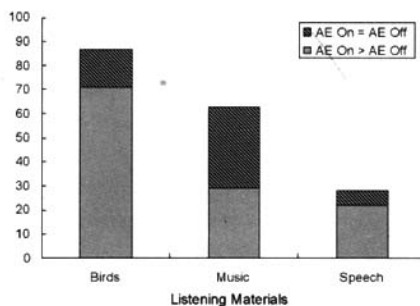


图3 聆听三种刺激声时对可听度扩展开启和关闭

的喜好程度

2.5 需要全面实现可听度扩展的益处

死区信息可以听见并不等于可以马上得到利用。可能随时间推移, 脑皮质得到重组, 新信息可能会变得对患者有意义^[8]。因此, 我们也研究了初次配戴后可听度扩展在不同时期的效果。为了充分发挥可听度扩展的潜在效果, 我们要求受试者在使用Inteo的最初两周内, 每天在开启和关闭可听度扩展程序时, 尽量聆听所有的声音。然后, 除了清辅音辨认训练外, 他们只能在开启可听度扩展程序时, 进行聆听训练^[9]。训练可以改善受试者的表现, 其中有些受试者比其他人的改善更加明显。试验表明要完全实现可听度扩展的益处, 必须使用一些有促进作用的训练(对普通助听器也是如此)。

3 可听度扩展调配程序

3.1 选择合适的候选者

对于不能通过传统放大技术获益的患者, 移频技术是一种选择。如果患者能够运用传统放大方法, 但是却选择了移频, 其结果可能不会十分理想。因此, 从听力学角度来讲, 该技术的理想候选者应该是那些高频听力损失、有重度或极重度听力损失(高于70 dB HL), 而低频听力损失不能低于中到重度听力损失(低于60~70 dB HL)的患者。显然, 高、低频之间听力敏感度相差越大, 即听力曲线越陡降, 患者从可听度扩展技术上的获益越大。

3.2 检验 Inteo 器械 Master 程序的最佳调配

即使可听度扩展程序的参量可以单独调节, 它的频率特征也是以Master程序为基础的。因此, 为保证可听度扩展程序得到最佳调配, 首先应检验Master程序。Compass 验配软件中的各种界面对检查可听度有帮助, 如频率输出曲线和Sound Tracker。其他如真耳测量的测试或临床医生自己的验证程序可在此时完成。

3.3 可听度扩展程序中默认起始频率的可听度检查

保证默认起始频率可听度的一个办法是使用Sound Tracker^[10]。这种实物演示也可用于解释患者使用移频的目的。当患者在安静的隔音室时, 给出30 dB HL /s/ 声。选择/s/ 声是因为其声能高于4000 Hz。如果聆听者能够察觉和识别这个声音, 我们可依次推论患者能听到英语中的其他语音声。

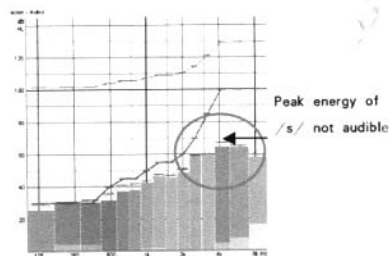


图4a 当/s/以30 dB HL呈现给Master程序时的Sound Tracker图像(注意/s/的峰值是听不到的)

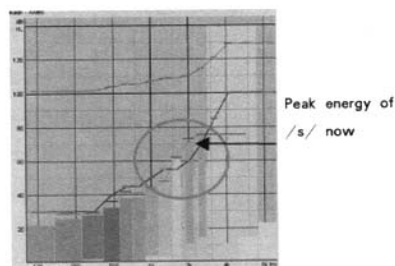


图4b 当/s/以30 dB HL呈现给可听度扩展程序时的Sound Tracker图像(注意/s/的峰值是听不到的)

图4a显示, 在声场中当可听度扩展程序关闭(或Master)时, 给30 dB HL的/s/声。较浅颜色的纵条表示助听器输入。助听器增益用较深颜色条表示。纵条高度是特定频率助听器输出。在本例中, 原位阈值(真耳测试)用灰圆线表示。当纵条高于真耳测试的水平(灰圆线)时, 声音可以听见。注意/s/声放大后输出集中在3000 Hz左右, 在Master程序中患者不能听到。当可听度扩展程序如图4b那样被激活后, 该峰值能量被移频到听力图的斜坡上, 患者便能听到。

3.4 促进调节

为促进对可听度扩展运算法则的接受和可能的大脑皮质功能重组, 下面介绍一个三步程序。

3.4.1 咨询 验配任何助听器时, 尤其在对患者进行助听器评估和调配时, 应该和患者商议和讨论客观的期望值。可用Sound Tracker来比较使用和关闭可听度扩展程序时高频声的可听度。不同高频声, 如鸟鸣、音乐或谈话声都可通过Sound Tracker显示患者使用传统放大不能听到, 而通过移频技术则能听到的声音, 这样也有助于解释为什么可听度扩展一开始听起来“不自然”。

3.4.2 听觉察知 调配设备后, 在助听器中重新对程序进行排序, 让可听度扩展On程序排在第一而可

听度扩展 Off 程序排在第二。患者回家后, 让其听一系列的声, 并让他们在每个程序中比较这些声 (可听度扩展 On 和可听度扩展 Off)。这样可让患者练习听那些不放大可能听不到, 或用传统放大不能听到的声, 以便加强对可听度扩展程序的理解。鼓励他们尽可能经常使用可听度扩展程序。打开数据记录, 检测哪个程序用得最多。这个阶段在初次调配后持续约 2 周。

3.4.3 焦点听力 在最近关于可听度扩展程序对高频听力损失作用的研究中, 我们以高频清辅音 /p/, /t/, /k/, /s/, /f/, /θ/, /ʃ/ 为目标, 在家庭训练项目的基础上开发了 PC。该项目由 10 天的练习组成, 每天集中训练一个音素, 剩下的几天复习全部的声音。那些受激接受这种训练的患者在经过听觉察觉阶段后, 表示该项目对他们是有有所帮助的。该项目的目的是让患者对言语声进行焦点听力练习, 这些声音可能是患者在用可听度扩展程序之前不能听到的。通过多次暴露, 我们希望患者能够将听到的信息再一次利用。其他的商业项目也可能会达到相同的目的。

3.5 如果有必要的话, 细调起始频率

患者完成最初 2 周的试验后, 评估患者进步情况。如果他/她表示自己能理解更多的声, 即使声音听起来仍有一点不同, 那么默认起始频率应保持, 适应过程应继续。有些患者可能要花 1 个月的时间来适应可听度扩展程序。如果患者完成试验后仍然不能适应可听度扩展程序, 说明需要对起始频率进行细调。如先前描述的那样, 我们在 /s/ 声可听度的基础上, 推荐一个选择新的起始频率的方法。

3.5.1 选择新的起始频率 从比默认起始频率高 3 阶的频率开始测试。可用的起始频率是 630, 800, 1000, 1250, 1600, 2000, 2500, 3200, 4000 和 6000 Hz。例如, 如果默认起始频率是 2000 Hz, 从 4000 Hz 开始评估。在声场中, 以 30 dB HL 呈现 /s/ 声。如果患者听力损失太严重一直不能识别 /s/ 声, 可以用 /sh/ 声代替。

3.5.2 调节可听度扩展增益 如果患者不能听到 /s/, 提高可听度扩展的增益, 直到患者能听到为止, 一旦能听到和识别 /s/ 声便可停止。

3.5.3 降低起始频率 当患者在可听度扩展已调到最大增益 (+14) 时, 仍然不能识别 /s/ 声, 应该移到下一个较低起始频率。在本案例中, 应该降到 3200 Hz。

3.5.4 重复 重复该程序直到患者在最高起始

频率和最低可听度扩展增益的情况下, 能听到和识别 /s/ (或 /sh/) 声。这时, 将可听度扩展增益同等看待, 直到在最低可听度扩展增益时获得继续反应, 停止并使用已确定的新设置。

4 结论

到目前为止, 对可听度扩展长期效果的临床研究初步显示了理想的结果。只要记住了这 3 点建议, 我们预期其他研究者可能得出相同的结论。首先, 可听度扩展并不适合所有患者; 迄今为止, 我们已证明它对陡降型听力损失患者的作用, 而其他类型的听力损失患者通过该技术获益可能较少, 因此, 选择合适的候选者应该是非常关键的。第二, 选择合适的起始频率时, 只移动适量的声, 而不使声音失真是非常重要的。第三, 也是最重要的一点, 需要帮助患者适应使用可听度扩展技术后的感知变化。以上三点建议在实现移频技术的益处之前, 应该得到充分的认识和考虑。■

收稿日期 2007-08-06

责任编辑 李 原

参考文献

- [1] Fairbanks G, Everitt W, Jaeger P. Method for time or frequency compression—expansion of speech. IRE. Trans. Audio, 1954, AU-2:7-12.
- [2] Braida L, Durlach I, Lippman P, et al. Hearing Aids—A Review of Past Research of Linear Amplification, Amplitude Compression and Frequency Lowering, ASHA Monographs Number 19, American Speech—Language—Hearing Association, Rockville, MD, 1979.
- [3] Kuk F, Korhonen P, Peeters H, et al. Linear frequency transposition: Extending the audibility of high frequency information. Hearing Review, 2006, 13(10): 42-48.
- [4] Moore B. Dead regions in the cochlea: conceptual foundations, diagnosis, and clinical applications. Ear & Hearing, 2004, 25(2): 98-116.
- [5] Kuk F, Keenan D, Peeters H, et al. Critical factors in ensuring efficacy of frequency transposition I: individualizing the start frequency. Hearing Review, 2007, 14(3): 60-67.
- [6] Thai—Van H, Micheyl C, Moore B, et al. Enhanced frequency discrimination near the hearing loss cut-off: a consequence of central auditory plasticity induced by cochlear damage? Brain, 2003, 126(10): 2235-2245.
- [7] Kuk F, Peeters H, Keenan D, et al. Use of frequency transposition in a thin-tube open-ear fitting. Hear J, 2007, 60(4): 59-62.
- [8] Willott J. Physiological plasticity in the auditory system and its possible relevance to hearing aid use, deprivation effects, and acclimatization. Ear & Hearing, 1996, 17(3): 66S-77S.
- [9] Kuk F, Keenan D, Peeters H, et al. Critical Factors in Ensuring Efficacy of Frequency Transposition Part 2: Facilitating initial adjustment. Hearing Review, 2007, 14(4): 90-96.
- [10] Kuk F, Damsgaard A, Bulow M, et al. Using digital hearing aids to visualize real-life effects of signal processing. Hear J, 2004, 57(4): 40-49.