

doi:10.3969/j.issn.1672-4933.2010.04.013

内耳的非线性特点和助听器验配(二)

The nonlinearity of the inner ear and amplification strategies(II)

■栗红艳¹ David JIANG² 迟放鲁³ 张勤修⁴ 周绪红⁵ 薛英⁵ 宋鹏⁵

SU Hong-yan, David JIANG, CHI Fang-lu, ZHANG Qin-xiu, ZHOU Xu-hong, XUE Ying, SONG Peng

【中图分类号】R764.5 【文献标识码】A 【文章编号】1672-4933(2010)04-0060-03

上期听力学小词典从内耳非线性特点入手,详细介绍了助听器压缩技术的基本原理。压缩线路最重要的作用是通过处理输入信号,在模仿耳蜗工作原理的基础上,为听障患者提供一个能包容尽可能多的语音信息的动态范围,保证聆听的舒适度,从而帮助患者在复杂的环境里,改善听觉理解能力。本期笔者将进一步介绍压缩技术的主要特点和临床应用,包括压缩线路参数、输入和输出压缩线路的区别和特征、压缩线路的控制和调试、宽频动态范围压缩线路(wide dynamic range compression, WDRC)和压缩线幅技术的比较等。研究内耳非线性特点是为了更好地利用压缩技术,为不同听力损失患者成功验配助听器。

助听器压缩参数通常指的是影响和控制压缩线路运行的、可调的技术指标,从时间维度可分为静态和动态两种:静态压缩特征包括压缩阈(compression threshold),又称压缩拐点(compression kneel point)、压缩比(compression ratio)和压缩范围(compression range)等;而动态压缩特点包括启动时间(attack time)和恢复时间(release time)等。

1 静态压缩特征

压缩拐点可以看作是压缩线路输入声压级在某一设定的点上开始启动的阈值^[1],也可将其定义为输入声压级变化的拐点。决定不同放大策略的关键是压缩拐点的设定,如果需要强调对言语声的放大,拐点一般设置较低,大约在60 dB SPL;反之,如需要控制声音过度放大,则可将拐点设在80 dB SPL。现在有的助听器甚至可设两个拐点,能根据不同的输入声音分别启动,起到不同作用。

如果说压缩拐点是用于根据输入声音的强弱来放大的话,压缩比的作用则决定了输入声音能得到多少放大,这是压缩线路的关键。压缩比是放大处理策略中一个比较难理解的技术。在实际运用中,它起到非常关键的作用。压缩比的定义是输入信号每增加1

分贝所需要的改变,用输入(input)和输出(output)之比来表示。大多数宽频动态范围压缩助听器的压缩比设在0.5:1~3:1之间;如果压缩比超过8:1,压缩线路则变成输出式的限幅压缩。而当压缩比低于1:1,被称作低输入扩展或反相压缩^[2]。

在放大声音时,如果希望输入声音多放大些,压缩比便要小一些,最小压缩比便是所谓1:1的放大,即有多少进来,便放大多少,没有控制;而最大控制程度是8:1,即每8 dB的输入声音只放大1 dB。压缩范围指的是压缩线路能起作用的声音动态范围,一般从0 dB到80 dB,超过80 dB压缩线路便将输入声音进行限幅处理,以避免患者产生不适。

2 动态压缩特征

压缩线路主要的动态特征是启动和恢复时间,用于控制压缩器能随输入信号强度变化而适当调整相应的增益。启动时间的定义是在压缩线路中从检测到输入信号到启动稳态值所需的时间潜伏期。换言之,启动时间关心的是当输出信号强度超过预先设定的拐点后,启动压缩所需的时间,见图1。恢复时间是在压缩线路中,当启动压缩信号停止后,放大器恢复到其稳态所需的时间。适应性恢复时间比较短,一般为20 ms,主要适用于短暂的强声。当声音信号加强后,其恢复时间可延迟到1 s左右。在这种情况下,适应性恢复时间加上较短的启动时间,能够迅速降低短暂强声的增益,然后,当噪音信号消失后便可立即恢复。这种压缩策略是为了避免不受强声刺激的影响,也不会因噪音消失而影响下一个声音信号的可听度。当然,因为一连串的高强度噪声而自动延长恢复时间,这种慢速恢复时间可随每个音节停顿,其增益不会出现显著变化。

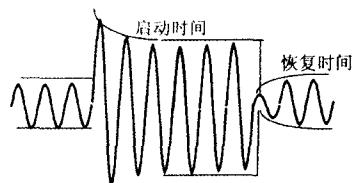


图1 启动时间和恢复时间的关系

作者单位:1 四川宜宾市第二人民医院耳鼻咽喉科
宜宾 644000

2 加拿大达尔豪斯大学

3 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院 上海 200031

4 成都中医学院附属医院耳鼻咽喉科 成都 610072

5 武汉大学中南医院耳鼻咽喉科 武汉 430071

作者简介:栗红艳 副主任医师;研究方向:耳科,听力学

3 压缩线路分类

根据前面介绍的各种压缩线路参数进行组合,再将压缩器和音量控制器设在不同位置,便可形成不同的压缩线路类型。一般讲,压缩线路可分为输入式(input)和输出式(output)两种类型^[3]。见图2,输入式压缩线路的音量开关设在助听器压缩器之后,用来控制输出增益;而输出式压缩线路的音量开关则设在压缩器之前,可用于调节输入声音的增益,但不影响输出。因此,有人认为只有音量控制的助听器才能有压缩线路。

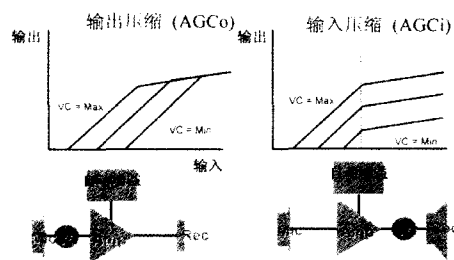


图2 输出和输入压缩线路以及音量开关的关系

输入式压缩线路(input compression, AGCi)的音量开关设在压缩器之后,其特点是在调试时拐点不变,但是音量开关可影响最大输出。按照输入声弱声(40 dB)、中声(60 dB)和强声(80 dB)等分别处理不同输入信号的增益,具有在很宽的动态范围内调整输入信号强弱的作用,因此,现在常将其称为宽频动态范围压缩(WDRC),其技术特征为压缩比1.5:1到3:1,Dillon等^[4]将最大比例限制在4:1以下;压缩范围适用于所有输入声强,启动时间是1~10 ms,恢复时间在10~50 ms,最重要的是压缩拐点设在50~60 dB SPL以下。图3显示了音量开关和压缩器的位置关系,以及音量开关对输出的影响。传统助听器验配由于没有自动的程序控制,较少给重度听损患者使用输入压缩线路,原因之一便是不希望患者在控制音量时影响了最大输出。

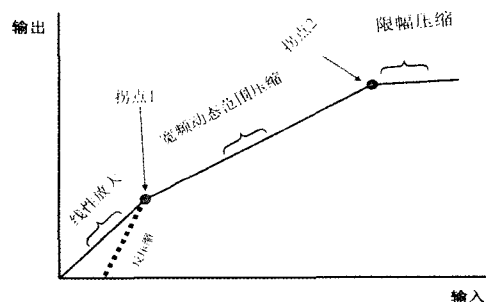


图3 表示两种不同输入信号处理类型,解释了放大和压缩线路之间的关系

输出式压缩线路(output compression, AGCo)主要用于防止强声对使用者造成不适,同时避免因压缩出现的信号失真。输出压缩线路常以限幅方式来控制强声的峰值,这点与线性削峰技术不同,后者因“削掉”超过最大不适阈的声压级,常常会导致信号严重失真。输出式压缩线路的压缩比一般定为8:1或更大;为了及时控制瞬间出现的脉冲噪音,启动时间仅为5 ms,恢复时间在20~100 ms。快速启动压缩器能提高弱声增益,因此又将这种特殊压缩方法称作音素压缩法或音节压缩法。

这种压缩技术可通过单通道或多通道实现,达到缩小音节间和音素间声强差的目的。见图3,由于音量开关设在压缩器之前,在调试时,压缩拐点可以移动,增益也可以改变,但重要的是用户无法改变最大输出,以保证对超过不适阈值的强声进行持续有效压缩。因此,许多重度听损患者尤其是儿童患者使用的助听器,常常使用这种压缩技术,患者能得到最大的增益放大,同时又不能超过他们的最大不适阈值,确保患者在强声下的舒适度。

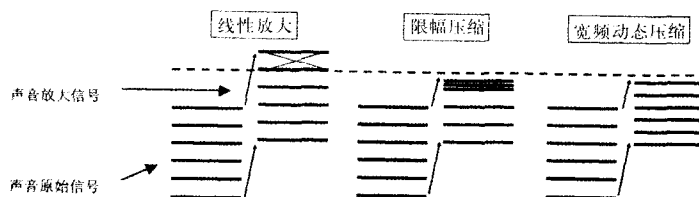


图4 线性放大和非线性放大技术特点比较

图4对3种不同声音处理策略的压缩特点进行了比较。图中虚线为患者的最大不适阈,正如前面所述,压缩的目的是限制声音信号强度超过最大不适阈值。图4显示了不同压缩技术如何处理超过不适阈的声音,如何合理、均衡地在有限的动态范围内对输入信号进行处理,从而让各种环境下的言语声清晰、不失真,患者能舒适地听到。线性放大主要“削掉”峰值,但是会失去部分信息;限幅压缩没有削掉峰值,而是在临近最大不适阈值前“紧急大幅”压缩,虽然能保留全部信息,但过分压缩往往导致声音失真,相比之下,宽频动态压缩(输入压缩)在一个预定的动态范围内保持均衡的压缩,显然是比较理想的一种压缩技术,因而得到广泛使用。

4 内耳听损和助听器验配

耳蜗这个非线性放大听觉感官,可能因外毛细胞或内毛细胞损伤受到损害,出现听力下降,因此,需要一种特殊的放大技术来帮助恢复听觉功能,这个技术便是压缩线路。压缩线路的设计和应用,在

本质上模拟了正常和受损后的耳蜗处理信号的特征。所以,成为临床验配助听器的基本原则。其实,就耳蜗非线性特点而言,助听器除了压缩线路外,还有许多方面也必须遵循这些特征和规律,譬如现在常用的DSL和NAL助听器验配法、助听器的降噪和方向性技术等。

由于助听器放大策略和耳蜗非线性声处理机制紧密相关,二者关系可归纳为:助听器验配基本原则须遵循耳蜗正常和非正常运行机制及其病理特点,即不同听力损失类型需要不同的压缩线路,耳蜗和助听器验配遵循一个简单的对应关系。

首先,针对耳蜗外毛细胞损失的患者,考虑到重振和外毛细胞放大特点,应首选输入式压缩线路,尽可能采用宽频动态范围压缩声处理策略,帮助受损的外毛细胞重新感受到微弱的言语声信号。在此基础上,助听器验配师应首选多波段(band)和多通道(channel)结构的助听器,保证在听力损失的不同频率区域,助听器能精准地利用压缩技术提高可听度。与此同时,还须将减少信号放大后的失真和提高信噪比作为蜗性听损放大重点,充分使用方向性技术、降噪技术和各种能提高信噪比的辅听器械等手段,帮助达到压缩线路强声轻放和弱声强放的目标任务。

从双耳效应来看,外毛细胞损失的患者能通过双耳配戴助听器获得巨大效益。最新数据显示,发达国家助听器双耳验配率已经接近90%,表明在这些国家几乎所有外毛细胞损失的患者,均已接受双耳放大。

如果将听力损失的严重程度和损失的性质作为选择压缩线路条件之一的話,笔者建议当听力损失在70 dB HL以下时,使用输入压缩效果为佳,见图5。

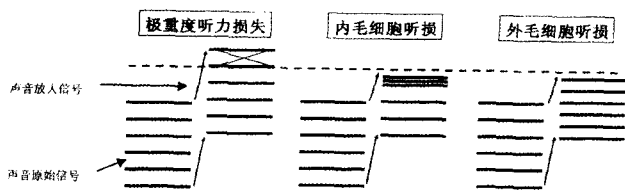


图5 不同听力放大策略和不同耳蜗听损的选配选择

在为内毛细胞损坏的患者验配助听器时,则应考虑选择不同的声音处理策略。由于内毛细胞损坏导致机械振动转化成神经活动的效率降低和听觉神经信息传送受阻,改善言语声敏感度应该是首选

目标^[3]。综上所述,输入式放大策略不能完全满足对高强度放大的需求,于是输出式压缩线路便成为最佳选择之一,因为它能提供最大增益的限幅压缩。更重要的是,为了提高信噪比及对话语的可懂度,助听器验配师应该建议患者使用助听器的方向性技术,并配合无线调频辅听器械等,方能达到效果。就内毛细胞损失的患者而言,如果听力损失超过70 dB HL,输出压缩线路效果为佳。

当然,随着数字助听器技术的快速发展,这两种过去泾渭分明的压缩放大处理技术的区别已经变得模糊,现在许多助听器已经将这两种技术设置在同一助听器之内,以满足患者在不同环境下的需求。而助听器硬件技术的改善,也扩大了压缩技术的应用,比如扬声器的频率范围已经能覆盖8000 Hz,数字芯片能同时处理不同的压缩需求等,宽频动态压缩线路因其许多优点,已成为能满足不同听力损失程度和性质的主要放大技术。Marriage等分别对这3种声音处理策略进行了比较,结果表明宽频动态压缩线路的效果均超过了削峰线性放大和输出式限幅压缩放大^[5];同时,作者发现宽频动态压缩线路和其它两种放大策略相比,劣势更少,充分证明宽频动态压缩线路对重度和极重度听力受损儿童也完全适用。

5 结语

这两期听力学小词典从介绍内耳解剖和生理基础开始,重点讨论与内耳听力损失直接相关的助听器放大策略和验配原则,继而根据内、外毛细胞损失的不同机制特点和需求,详细介绍了助听器验配的基本原则,借此引出以生理机制和技术应用相互影响为主的内耳助听器使用和调试等。本文虽然偏重康复手段和工程技术,但是离不开对人类内耳的认识,否则无法从一个新的视角来充分认识内耳科学对听力康复技术产生的深刻影响。

收稿日期 2010-06-06

责任编辑 李 原

参考文献

- [1] 吴展元,蒋涛,杨强. 听力学英汉双解词典. 北京:中国科学技术出版社,2005.
- [2] 王坚,蒋涛,曾凡刚. 听觉科学概论. 北京:中国科学技术出版社,2005.
- [3] 丁大连,蒋涛,开卫东,等. 内耳科学. 北京:中国科学技术出版社,2010.
- [4] Dillon H. Hearing aids. New York: Thieme. 95-98.
- [5] David JIANG, 顾小燕. 听力康复的释义和发展. 中国听力语言康复科学杂志, 2009, 4: 56.