

传导性聋人工听觉植入基础与临床进展*

陈弢¹ 杨琳¹ 张天宇¹

[关键词] 听觉丧失;传导性;人工听觉;骨传导;人工中耳

doi:10.13201/j.issn.1001-1781.2017.08.003

[中图分类号] R764.43 [文献标志码] A

The basic study and clinical progress of auditory implants treatment of conductive hearing loss

Summary In recent years, with the emergence and clinical application of a series of artificial auditory implantation technologies, surgically hard-treated conductive hearing loss treatment has made great progress and development. In this paper, research progress of bone conduction implant aids and middle ear implant devices treatment of conductive hearing loss are reviewed.

Key words hearing loss,conductive; auditory implants; bone conduction; middle ear implant

传导性聋是指由于外耳和/或中耳的先天性或后天性疾病导致外界声波传至内耳过程障碍,而引起听觉减退的一类疾病。传导性聋的主要病因从外耳道至内耳包括:①耳廓:先天性或后天性的耳廓畸形;②外耳道:外耳道堵塞、狭窄或闭锁,如先天性外耳道畸形狭窄和闭锁、肿瘤、异物、胆脂瘤等;③鼓膜病变:鼓膜穿孔、炎症、增厚、粘连等;④听骨链病变:先天性听骨链缺失、固定、畸形和后天性炎症、外伤使听骨链完整性破坏,造成声音传递效率障碍^[1]。由于传导性聋病因的复杂性,传统手术疗法对于部分传导性聋患者存在局限性,例如:外耳道闭锁患者耳道成形术后听力提高的远期效果欠佳,且并发症多;部分听骨链畸形患者,传统手术难以重建有效的听骨链连接^[2]。人工听觉植入技术为提高此类患者的听力提供了新方法,主要包括植入式骨传导助听装置和人工中耳^[3]。前者不必考虑患者外、中耳的结构和功能状况,只要求患者的耳蜗功能正常或接近正常;后者根据中耳结构确定植入方式。目前,已成功应用于临床的人工听觉植入装置,根据其作用原理分为:①植入式骨传导助听装置:直接骨驱动的经皮骨锚式助听器(bone-anchored hearing aid, BAHA);皮下振子植入式骨桥(bonebridge, BB);经皮下磁体植入驱动的 Sophone、BAHA attract;经牙齿驱动的 Sound-Bite。②人工中耳:振动声桥(vibrant sound-bridge, VSB);半植入式中耳传感器(middle ear transducer)。

此项技术也面临许多临床技术问题,例如:植入式骨传导助听装置术后高频声音经皮衰减,BA-

HA 植入后皮肤的护理;人工中耳植入后振子移位、听骨链坏死、术后增益波动较大。骨传导听力学实验研究技术以及人工中耳和骨传导助听产品的更新、技术的改进,结合术前影像学精确评估、术中实时激光多普勒及电生理监测技术,为传导性聋人工听觉植入的应用打下坚实的基础^[4-5]。

1 植入式骨传导助听装置在传导性聋中的应用

1.1 骨传导传音途径、机制与研究进展

声音传入内耳的途径包括空气传导和骨传导。相对于前者而言,骨传导途径要复杂得多,主要包括:外耳道声辐射、中耳听骨链惰性、耳蜗淋巴液惰性、耳蜗骨壁的压缩和膨胀、脑脊液压力变化共 5 个途径。而各个途径在骨传导中所占的比重不尽相同^[6]。通过对骨传导生物力学的研究,目前,人们已广泛接受了骨导声刺激与气导刺激在内耳基膜上能产生相似的行波这一理论。这一理论是基于气导声音有能力抵消骨导声音、骨导刺激能激发内耳产生 DPOAE、气导和骨导能引起相似的基膜振动模式等发现^[7-8]。

目前对骨传导生物力学主要的实验研究方法包括:非接触式高精度振动测量技术和高分辨率压力传感器,如激光多普勒测振仪(laser doppler vibrometer, LDV)和微压力传感器测量耳蜗内压力分布^[9-10]。LDV 是利用激光的多普勒效应和干涉现象来测量物体振动的一种精密光学仪器,具有非接触、高精度及高分辨率等特点。在骨传导实验中,通过骨导振子振动颅骨/颞骨,应用 LDV 测量鼓岬、镫骨底板、圆窗膜等结构的幅频响应,间接反映骨传导对双侧耳蜗能量的贡献。精确反映骨传导过程的能量分布,并与气传导做比较,分析声波在中耳及内耳不同部位的传递效率。使用 LDV 测量气导及骨导途径下声音传递到耳蜗引起圆窗膜振动形式的差异性,结果表明其在不同频率的振动

* 基金项目:国家自然科学基金面上项目(No:81570934)

¹ 复旦大学附属眼耳鼻喉科医院(上海,200031)

通信作者:张天宇, E-mail: ty.zhang2006@aliyun.com

形式具有相似的特征。刺激频率小于 1.5 kHz 时,两条途径圆窗膜呈现一种整体的运动形式,同向的凹陷、凸起;当频率在 1.5 kHz 以上时,圆窗膜呈现 180° 的反方向运动。高频时,频率大于 3 kHz,圆窗膜的运动形式表达复杂化^[11]。通过上述理论的应用衍生出众多的骨传导助听装置,对提升传导性聋外科治疗水平起到重要的推动作用。

1.2 骨传导助听装置

目前临床广泛应用的骨传导助听装置包括 BAHA 和 BB。

1.2.1 BAHA

BAHA 是由钛植入体、基座、声音处理器 3 个部分组成。1977 年 Tjellstrom 首先使用该技术为 3 例慢性中耳炎患者实施手术。目前,BAHA 在全球范围内已有超过 10 000 名使用者^[12]。各种原因引起的传导性聋,应用 BAHA 均能获得较好的听力增益效果。不能接受或不能耐受传统助听器、骨导听阈 ≤ 35 dB,特别是气骨导差 > 30 dB 时,BAHA 植入的效果要远远优于传统气导助听器的佩戴^[13]。先天性外耳畸形通常包含外耳道闭锁合并耳廓及中耳畸形,新生儿发生率为 1/8 000~1/10 000,其中 20% 为双侧^[14]。由于听力重建手术难度大,单纯手术改善听力效果不佳,术后反复感染、外耳道再闭锁及继发胆脂瘤等并发症多,对于这类患者,BAHA 植入是一种有效、安全的选择。Sarah 等对先天性外耳道闭锁患者进行 BAHA 植入及外耳道重建,植入后患者听阈明显改善,并能长期使用^[15]。Mclarnon 等^[16]对不同疾病患者使用 BAHA 后的疗效进行分析,发现外耳道闭锁患者植入 BAHA 后听力增益效果最好。慢性化脓性中耳炎患者听力重建后听力改善效果不佳、无法佩戴气导式助听器或气导助听器佩戴后加重中耳感染复发的概率,BAHA 植入能有效改善患者的听力。最常见的术后并发症是植入部位皮肤感染,因此局部清洁至关重要^[17]。由于上述原因,亟需新的技术及方法来解决患者植入后的并发症。

1.2.2 BAHA attract

尽管众多研究已证明对于混合性或传导性听力损失或单侧感音神经性聋,BAHA 是一种安全有效的治疗手段,但仍有大量患者拒绝接受 BAHA 手术,主要是因为植入术后的美观和日常清洁问题。新一代的 BAHA attract 出现,上述问题得到改善。该系统的声音处理器通过跨皮肤连接系统与一个非透皮植入体相连,跨皮肤连接系统包括一个植入磁铁和一个外部磁铁,其中植入磁铁固定在软组织下面的骨整合钛植入体上,外部磁铁安置在皮肤表面,声音处理器通过卡扣与体外磁铁相连,其中的转换器将声音能量转变成振动,通过软组织传入,并通过钛植入体传送到颅骨。

BAHA attract 于 2013 年开始相继在欧洲和美国应用于临床。Mete 等对 12 例传导性和混合性聋患者植入 BAHA attract,术后患者听力提高平均 19 dB,4 例患者由于体外机磁体压力过强而出现皮肤刺激反应,经降低外部磁力强度后症状得到缓解^[18]。Denoyelle 等报告 7 例慢性中耳炎及 3 例外耳道闭锁患者的植入效果,术后言语识别率及听力都得到较大提高,皮肤完整,未见术后并发症^[19]。由于 BAHA attract 系统的振动能量是通过皮肤传递到植入体,存在高频能量经皮衰减问题,仍需长期、大样本的临床随访来观察术后使用效果和并发症。

1.2.3 BB

BB 是一种新型主动半植入式骨传导助听装置,由体外机(麦克风和数字信号处理器)和植入体[线圈、调制解调器和骨导漂浮质量传感器(bone conduction-floating mass transducer)]两部分构成,适用于 6 岁以上、骨导听阈小于 45 dB 的患者。与 BAHA 不同之处在于 BB 振动直达颞骨,骨传导传输效率(特别是高频区)有所提高;由于体外机和植入体是分开的,能保证皮肤的完整性,伤口愈合后感染概率大大降低。BB 最初设计是针对 18 岁以上患者,要求有较厚的皮质骨,改良设计后,其厚度较前薄,已成功应用于儿童患者。BB 植入手术技术较简单,可能的手术并发症为损伤乙状窦和硬脑膜,目前尚未见报道。对于传导性聋患者,不能接受或不能耐受传统助听器,BB 是患者的另一种选择。Manrique 等^[20]对 4 例混合性聋及 1 例单侧耳聋患者植入 BB,术后获得平均 35.6 dB 的听力增益及 100% 的术后言语识别率。Barbara 等^[21]也得到类似结果,术后平均听力增益为 36.5 dB。目前 BB 植入还是一个较新的植入技术,对其临床结果报道还较少。还需进一步的临床大样本、长时间随访来观察患者术后的听力改善情况和术后并发症发生率。

当骨导振子固定在颞骨不同位置时,采用 LDV 测量耳蜗鼓岬的振动响应可以评估骨导的传递效率。振子安装的位置距离耳蜗越近时,鼓岬的振动响应速度增加^[22],为临床骨传导助听器安装位置的选择提供了一定的理论基础。LDV 测量发现,骨传导经过头颅在高频区域有 0~15 dB 的衰减。在新鲜颞骨标本骨传导实验中,应用 LDV 测量骨导振子对同侧和对侧鼓岬的响应也支持以上观点^[23]。对同一标本左右分别植入 BAHA 和 BB,LDV 测量同侧和对侧耳蜗鼓岬的振动响应,结果表明,BB 所产生的同侧鼓岬振动幅值比 BAHA 高 10 dB,而对侧幅值较 BAHA 低 5 dB。表明在骨传导助听双侧耳蜗感音过程中,BB 比 BAHA 有较好的区分能力,可能利于获得更佳的双耳感音^[24]。

对于骨传导助听装置的低频谐波失真、部分单侧传导性聋患者植入 BAHA 后声源定位能力不佳、植入后听力不能达到预期等问题,需进一步的临床验证及更深入的基础研究。

2 人工中耳助听装置在传导性聋中的应用

中耳植入助听装置(implantable middle ear hearing devices)也称为人工中耳,包括 VSB 和中耳传感器。

2.1 VSB

由 Ball 在 1994 年研发成功,目前全球 VSB 植入患者已超过 10 000 例^[25]。VSB 由以下两个部分构成:体外部分即声音处理器(audio processor);体内部分即振动人工听小骨,主要由内部线圈、导线、飘浮质量传感器(floating mass transducer, FMT)组成。通过体外声音处理器来拾取和放大声音信号,并传输给振动人工听小骨,后者通过带动听骨链振动,刺激内耳。根据听骨链解剖结构,有不同连接方式,主要包括砧骨振动、圆窗振动和镫骨振动。将 FMT 安装于砧骨长脚、砧骨短脚、直接放置于圆窗膜或连接镫骨。影响 VSB 植入效果的主要因素在于 FMT 与听骨链或圆窗膜的耦合效果。

VSB 最初主要应用于中-重度感音神经性聋患者。近年来,随着适应证的不断扩展,传导性聋患者植入 VSB 也能获得良好的术后听力^[26]。与 BAHA 和 BB 不同, VSB 直接刺激单侧内耳,而前者通过骨传导刺激双侧耳蜗(某些患者的骨传导助听装置可能干扰对侧耳,混淆声源的定位)。Frenzel 等^[27]及 Zernotti 等^[28]分别对 7 例和 12 例先天性外耳道闭锁患者植入 VSB, 术后听力平均增益达到 45.5 dB 和 55.1 dB, 言语识别率明显提高。Mandalà 等^[29]对 14 例先天性外耳道闭锁患者实施 VSB 圆窗植入,为获得最佳的植入效果,在 FMT 与圆窗膜之间放置筋膜或软骨片,同时检测耳蜗电图评估植入效果。结果表明放置筋膜及软骨片均能增加 FMT 主动振动的传输效率,术后患者听阈和言语识别率得到明显提高。

由于慢性中耳炎、先天性外中耳畸形患者听骨链通常不完整,传统手术效果十分有限,通过不同耦合方式来连接 FMT 振子与残余的听小骨,进一步扩展了 VSB 的术式和应用范围^[30]。最早是将其与 TORP 或 PORP 人工听骨相耦合,即 TORP 振动成形术或 PORP 振动成形术^[31]。其术后总体的助听听阈和言语识别能力均得到有效改善,但个体间存在较大的差异,提示 FMT 与镫骨的耦合效果存在较大的变异性,并且,耦合后存在听骨链坏死的风险^[32]。

2.2 VSB 新型耦合体

目前临床上使用的新型 VSB-FMT 耦合体包

括砧骨长脚耦合体(long incus process coupler)、砧骨短脚耦合体(short incus process coupler)、镫骨头爪形耦合体(clip coupler)、镫骨头钟形耦合体(bell coupler)、卵圆窗耦合体(oval coupler)和圆窗耦合体(round window coupler)。借助不同的耦合体可以增加振子的能量传递效率,加强振子放置的稳定性,从而进一步改善患者的听力。Iwasaki 等^[33]研究表明,鼓室硬化症患者因圆窗龛较小,可利用圆窗耦合体增加振子与圆窗膜的接触面积,提升 VSB 的助听效果。对于砧骨缺失,而镫骨完整的先天性外耳道闭锁患者, FMT 耦合体连接于镫骨头,振动直接通过完整镫骨刺激内耳^[34]。由于圆窗植入患者的术后听力改善存在多变性,如何增加振动的传输效率成为关注的热点。术中小心磨除圆窗龛,增加 FMT 振子与圆窗膜的有效接触面积;在 FMT 振子与圆窗膜之间放置圆窗耦合体,促进两者的结合,增加两者间的作用面积成为有效的措施。

在新鲜颞骨标本应用 LDV 测量技术可以评价各种耦合体植入的效果,在不同连接方式的听小骨或圆窗膜,测量镫骨足板或圆窗膜的振动幅值,可反映 VSB 振动对内耳的刺激。Schraven 等^[35]比较砧骨短脚耦合体与标准砧骨长脚方式,发现后者镫骨足板振幅值在 1kHz 较大,其他频率振幅值相似。提示 FMT 安装于砧骨短脚基本能获得同样的振动传递效果。Beleites 等^[36]在新鲜颞骨标本安装 FMT 爪形耦合体于镫骨头, LDV 测量镫骨足板的响应发现,这种垂直的驱动能引起有效的镫骨足板振动。由于部分听骨链先天畸形者的镫骨头较小,常规爪形耦合体不易稳定安装,需要钟形耦合体,通过调节钟罩的大小,达到稳定安装的效果。为提高圆窗植入的传输效率,可在 FMT 与圆窗膜间放置合适的软骨片,为此磨除圆窗龛、充分暴露圆窗膜,其效果优于圆窗耦合体。但磨除圆窗龛存在内耳损伤的风险,圆窗耦合体应用较为安全^[37-40]。

VSB 手术入路为乳突-后鼓室入路,经面神经隐窝暴露圆窗膜和听骨链,有损伤鼓索神经和面神经的风险。因此,对于先天性外中耳畸形并面神经畸形者,术中面神经的监测尤为重要。

3 传导性聋人工听觉植入装置的选择

新型人工听觉植入装置的不断问世,为传导性聋患者和临床医生提供了更多的选择。但最终决定植入哪类装置,需要进行包括年龄,疾病类型,基础病史以及患者和家属的期望值等多个因素在内的综合考虑。

3.1 双侧或单侧传导性聋

对于双侧传导性聋儿童患者,应该尽早佩戴软带 BAHA 或者传统头戴式骨导助听器,刺激中枢

听觉神经系统的发育,待患儿长大后再根据具体情况行人工听觉重建。对于单侧传导性聋患者,也要关注言语发育有无异常,早期言语训练可以有效避免言语发育受到影响。

3.2 年龄

各种人工听觉植入装置对植入对象的颅骨厚度要求不同,所以年龄也是应该考虑的重要因素之一。当患者年龄小于 18 个月时,常规的选择是软带 BAHA 或传统头戴式骨导助听器。VSB 适用于年龄大于 18 个月的患者。随着年龄的增大,BAHA 或 BAHA attract 可作为备选方案,通常年龄大于 8 周岁(颅骨达到足够的厚度)。BB 最初设计是针对 18 岁以上患者,其具有较厚的颅骨皮质,近年 BB 设计改良后,其厚度较前变薄,已成功应用于儿童患者。

3.3 基础疾病

在某些伴有基础疾病的患者,例如神经系统相关疾病,植入人工听觉装置前应慎重考虑,因为该类患者会经常行 MRI 检查,特别是 VSB 植入。虽然有研究表明 1.5T 的 MRI 检查不会影响 VSB 植入体的功能及植入效果,但由于植入体含有金属成分并具有一定磁性,故有听骨链脱位或 FMT 移位的潜在风险。BB 可以耐受 1.5T 的 MRI 检查,BAHA 可以耐受 3T 的 MRI 检查。由于 BAHA 植入部分体积最小,其受影响最小。

3.4 患者的期望值

人工听觉植入不仅仅是一个手术过程,患者的参与对手术能否成功起到很大的作用,需要患者在术后积极配合,评估手术疗效,根据患者听力测试及主观感受进行调试,以达到最大的增益和佩戴舒适度。

参考文献

- [1] 杨伟炎. 传导性聋的外科治疗[J]. 继续医学教育, 2006, 20(20): 51-53.
- [2] LIC L, YANG L, ZHANG T Y, et al. A meta-analysis of the long-term hearing outcomes and complications associated with atresiaplasty[J]. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2015, 79: 793-797.
- [3] 陈克光, 戴培东, 张天宇, 等. 人工中耳研究进展[J]. *生物医学工程学进展*, 2014, 35(1): 23-27.
- [4] GUIGNARD J, STIEGER C, KOMPIS M, et al. Outer ear canal sound pressure and bone vibration measurement in SSD and CHL patients using a transcutaneous bone conduction instrument[J]. *Hear Res*, 2016, 340: 161-168.
- [5] COLLETTI V, MANDALÀ M, COLLETTI L. Electrocochleography in round window Vibrant Soundbridge implantation [J]. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2012, 146: 633-640.
- [6] STENFELT S, GOODE R L. Goode, Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects[J]. *Otol Neurotol*, 2005, 26: 1245-1261.
- [7] STENFELT S. Simultaneous cancellation of air and bone conduction tones at two frequencies: extension of the famous experiment by von Bekesy[J]. *Hear Res*, 2007, 225: 105-116.
- [8] STENFELT S, PURIA S, HATO N, et al. Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human cadavers with air and bone conduction stimuli[J]. *Hear Res*, 2003, 181: 131-143.
- [9] STENFELT S. Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing[J]. *Adv Otorhinolaryngol*, 2011, 71: 10-21.
- [10] GUIGNARD J, STIEGER C, KOMPIS M, et al. Bone conduction in Thiel-embalmed cadaver heads [J]. *Hear Res*, 2013, 306: 115-122.
- [11] STENFELT S, HATO N, GOODE R L. Round window membrane motion with air conduction and bone conduction stimulation[J]. *Hear Res*, 2004, 198: 10-24.
- [12] COLQUITT J L, JONES J, HARRIS P, et al. Bone-anchored hearing aids (BAHAs) for people who are bilaterally deaf: a systematic review and economic evaluation[J]. *Health Technol Assess*, 2011, 15: 1-200.
- [13] ASMA A, UBAIDAH M A, HASAN S S, et al. Surgical outcome of bone anchored hearing aid (BAHA) implant surgery: a 10 years experience[J]. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*, 2013, 65: 251-254.
- [14] EL-BEGERMY M A, MANSOUR O I, EL-MAKHZANGY A M, et al. Congenital auditory meatal atresia: a numerical review[J]. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2009, 266: 501-506.
- [15] BOUHABEL S, ARCAND P, SALIBA I. Congenital aural atresia: bone-anchored hearing aid vs. external auditory canal reconstruction[J]. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 2012, 76: 272-277.
- [16] MCLARNON C M, DAVISON T, JOHNSON I J. Bone-anchored hearing aid: comparison of benefit by patient subgroups [J]. *Laryngoscope*, 2004, 114: 942-944.
- [17] ISERI M, ORHAN K S, TUNCER U, et al. Transcutaneous Bone-anchored Hearing Aids Versus Percutaneous Ones; Multicenter Comparative Clinical Study[J]. *Otol Neurotol*, 2015, 36: 849-853.
- [18] ISERI M, ORHAN K S, KARA A, et al. A new transcutaneous bone anchored hearing device - the Ba-ha® Attract System; the first experience in Turkey [J]. *Kulak Burun Bogaz Ihtis Derg*, 2014, 24: 59-64.
- [19] GAWECKI W, STIELER O M, BALCEROWIAK A, et al. Surgical, functional and audiological evaluation of new BAHA® Attract system implantations

- [J]. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2016, 273: 3123—3130.
- [20] MANRIQUE M, SANHUEZA I, MANRIQUE R, et al. A new bone conduction implant: surgical technique and results[J]. *Otol Neurotol*, 2014, 35: 216—220.
- [21] BARBARA M, PEROTTI M, GIOIA B, et al. Transcutaneous bone-conduction hearing device: audiological and surgical aspects in a first series of patients with mixed hearing loss[J]. *Acta Otolaryngol*, 2013, 133: 1058—1064.
- [22] EEG-OLOFSSON M, STENFELT S, TJELLSTROM A, et al. Transmission of bone-conducted sound in the human skull measured by cochlear vibrations[J]. *Int J Audiol*, 2008, 47: 761—769.
- [23] DEAS R W, ADAMSON R B, CURRAN L L, et al. Audiometric thresholds measured with single and dual BAHA transducers: The effect of phase inversion[J]. *Int J Audiol*, 2010, 49: 933—939.
- [24] HAKANSSON B, REINFELDT S, EEG-OLOFSSON M, et al. A novel bone conduction implant (BCI): engineering aspects and pre-clinical studies[J]. *Int J Audiol*, 2010, 49: 203—215.
- [25] FISCH U, CREMERS C W, LENARZ T, et al. Clinical experience with the Vibrant Soundbridge implant device[J]. *Otol Neurotol*, 2001, 22: 962—972.
- [26] WAGNER F, TODT I, WAGNER J, et al. Indications and candidacy for active middle ear implants[J]. *Adv Otorhinolaryngol*, 2010, 69: 20—26.
- [27] FRENZEL H, HANKE F, BELTRAME M, et al. Application of the Vibrant Soundbridge to unilateral osseous atresia cases[J]. *Laryngoscope*, 2009, 119: 67—74.
- [28] ZERNOTTI M E, ARAUZ S L, DI GREGORIO M F, et al. Vibrant Soundbridge in congenital osseous atresia: multicenter study of 12 patients with osseous atresia[J]. *Acta Otolaryngol*, 2013, 133: 569—573.
- [29] MANDALÀ M, COLLETTI L, COLLETTI V. Treatment of the atretic ear with round window vibrant soundbridge implantation in infants and children: electrocochleography and audiologic outcomes[J]. *Otol Neurotol*, 2011, 32: 1250—1255.
- [30] STREITBERGER C, PEROTTI M, BELTRAME M A, et al. Vibrant Soundbridge for hearing restoration after chronic ear surgery[J]. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*, 2009, 130: 83—88.
- [31] HUTTENBRINK K B, ZAHNERT T, BORNITZ M, et al. TORP-vibroplasty: a new alternative for the chronically disabled middle ear[J]. *Otol Neurotol*, 2008, 29: 965—971.
- [32] MLYNSKI R, DALHOFF E, HEYD A, et al. Standardized Active Middle-Ear Implant Coupling to the Short Incus Process[J]. *Otol Neurotol*, 2015, 36: 1390—1398.
- [33] IWASAKI S, SUZUKI H, MOTEGI H, et al. Experience with the Vibrant Soundbridge RW-Coupler for round window Vibroplasty with tympanosclerosis[J]. *Acta Otolaryngol*, 2012, 132: 676—682.
- [34] BELEITES T, NEUDERT M, BEUTNER D, et al. Experience with vibroplasty couplers at the stapes head and footplate[J]. *Otol Neurotol*, 2011, 32: 1468—1472.
- [35] SCHRAVEN S P, MLYNSKI R, DALHOFF E, et al. Coupling of an active middle-ear implant to the long process of the incus using an elastic clip attachment[J]. *Hear Res*, 2016, 340: 179—184.
- [36] BELEITES T, NEUDERT M, BEUTNER D, et al. Experience with vibroplasty couplers at the stapes head and footplate[J]. *Otol Neurotol*, 2011, 32: 1468—1472.
- [37] SCHWAB B, GRIGOLEIT S, TESCHNER M. Do we really need a Coupler for the round window application of an AMEI[J]? *Otol Neurotol*, 2013, 34: 1181—1185.
- [38] GOSTIAN A O, PAZEN D, ORTMANN M. Impact of coupling techniques of an active middle ear device to the round window membrane for the backward stimulation of the cochlea[J]. *Otol Neurotol*, 2015, 36: 111—117.
- [39] SALCHER R, SCHWAB B, LENARZ T, et al. Round window stimulation with the floating mass transducer at constant pretension[J]. *Hear Res*, 2014, 314: 1—9.
- [40] GOSTIAN A O, PAZEN D, ORTMANN M, et al. Loads and Coupling Modalities Influence the Performance of the Floating Mass Transducer as a Round Window Driver[J]. *Otol Neurotol*, 2016, 37: 524—532.

(收稿日期: 2017-01-23)