

文章编号: 1004-7220(2021)04-0568-08

基于基底膜响应的圆窗激振性能评估偏差研究

刘兆海¹, 张莹¹, 王思扬¹, 黄新生², 刘稳³, 刘后广¹(1.中国矿业大学机电工程学院, 江苏徐州 221116; 2.复旦大学附属中山医院耳鼻喉科, 上海 200032;
3.徐州医科大学附属医院耳鼻喉科, 江苏徐州 221000)

摘要:目的 研究采用传统基底膜位移评价标准评估圆窗激振式人工中耳听力补偿性能的准确性,为圆窗激振式人工中耳的性能评估提供理论基础。方法 基于耳蜗几何结构的实验数据,建立耳蜗感声微观有限元模型,通过对比内听毛细胞、外听毛细胞、盖膜等部位位移响应的实验测量值,验证模型的可靠性。基于该模型,对比分析正向激振、圆窗激振下的基底膜位移与内听毛细胞静纤毛剪切位移;以内听毛细胞静纤毛剪切位移作为感声标准,研究圆窗激振时采用传统人工中耳基底膜评价标准的等效声压级偏差。结果 在所研究耳蜗微段对应的5 kHz特征频率处,相同幅值的声压作用下,圆窗激振的基底膜位移和内听毛细胞静纤毛剪切位移均小于正向激振的对应值。结论 正向激振下的内听毛细胞更兴奋,感声效果更强。同时,采用正向激振的基底膜位移评价方法评估圆窗激振的听力补偿效果,会高估圆窗激振的听力补偿性能;但偏差较小,是一种相对可靠的评价方法。

关键词:人工中耳;圆窗激振;正向激振;基底膜;剪切位移

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.04.011

Evaluation Deviation of Round-Window Stimulation Based on Basilar Membrane Response

LIU Zhaohai¹, ZHANG Ying¹, WANG Siyang¹, HUANG Xinsheng², LIU Wen³,
LIU Houguang¹

(1. School of Mechatronic Engineering, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, Jiangsu, China; 2. Department of Otorhinolaryngology, Zhongshan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200032, China; 3. Department of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, Affiliated Hospital of Xu Zhou Medical University, Xuzhou 221000, Jiangsu, China)

Abstract: Objective To study the accuracy of traditional basilar membrane displacement evaluation criteria for evaluating hearing compensation performance of round window-stimulated middle ear implant, so as to provide the theoretical basis for performance evaluation of round window-stimulated middle ear implant. **Methods** An acoustic microscopic finite element model of cochlea was constructed based on experimental data of the cochlea geometry. Reliability of this model was verified by comparison with experimental measurement values of inner hair cell, outer hair cell, tectorial membrane displacement. Based on this model, the displacement of basilar membrane and the stereocilia shear displacement of inner hair cells under forward stimulation and round-window stimulation were comparatively analyzed. Using the stereocilia shear displacement of inner hair cells as the

收稿日期:2020-09-19; 修回日期:2020-12-05

基金项目:国家自然科学基金项目(51775547),上海市科学与技术委员会基金(17411962200),江苏高校优势学科建设工程资助项目(PAPD)

通信作者:刘后广,教授,博士生导师,E-mail:liuhg@cumt.edu.cn

criterion for sense of sound, the equivalent sound pressure level (SPL) deviation under round-window stimulation was studied when using traditional basilar membrane displacement as evaluation criterion. **Results** At 5 kHz characteristic frequency of the studied slice of cochlea, under sound pressures with the same amplitude, the displacement of basilar membrane and the stereocilia shear displacement of inner hair cells under round-window stimulation were lower than that under forward stimulation. **Conclusions** Under forward stimulation, the inner hair cells were more excited and the performance for sense of sound was better than that under round-window stimulation. Concurrently, using the displacement of basilar membrane under forward stimulation as the criterion of hearing compensation performance would overestimate hearing compensation performance of middle ear implant under round-window stimulation; but the deviation was relatively small, which was a relatively reliable evaluation method.

Key words: middle ear implant; round-window stimulation; forward stimulation; basilar membrane; stereocilia shear displacement

针对传统助听器低频增益小、佩戴舒适性差、伴有声反馈等不足,国内外很多机构开展了人工中耳研究^[1-2]。不同于助听器的声激励,人工中耳是通过作动器机械激振耳内组织来补偿患者听力损伤。根据作动器激振能量传入耳蜗入口不同,人工中耳可分为两大类:正向激励式与圆窗激励式^[3]。在正向激励式人工中耳中,作动器主要是激励听骨链,通过耳蜗卵圆窗将振动能量传入耳蜗。该传递路径与正常人耳感声路径相同,故称之为正向激励。而圆窗激励式人工中耳,作动器直接激励耳蜗圆窗,通过圆窗将振动能量传入耳蜗。该传递路径与人耳正常感声相反,故又被称为逆向激振。相对来说,正向激振式人工中耳作动器手术植入简单,术后个体差异较小,但多需要完好的听骨链作为激振对象。而逆向激振由于避开了听骨链,更有利于听小骨损坏的混合性听力损伤补偿。

作动器是人工中耳的重要组成部分,它负责将电能转化为机械能,激振耳内组织。作动器听力补偿性能的准确评估,是人工中耳设计的关键。目前,人工中耳作动器性能的评估主要通过测量镫骨足板响应来实现,这种方法对与人耳正常感声传声路径一致的正向激励式人工中耳具有较好的效果^[4]。但听性脑干反应测量显示,镫骨足板响应不能可靠反映圆窗激振式人工中耳的性能^[5]。由于耳蜗基底膜的振动直接带动听毛细胞运动,进而产生听觉,很多学者采用理论分析、实验测量耳蜗基底膜响应评估其听力补偿性能^[6-8]。这种方法相对于镫骨足板位移,能够更准确地反映圆窗激振性能。但基底膜上带有听毛细胞的柯蒂氏器相对于

耳蜗前庭阶、鼓阶非对称布置,基底膜响应能否准确反映圆窗激振下的听毛细胞,特别是负责产生听神经信号的内听毛细胞的响应,目前鲜有研究报道^[9]。

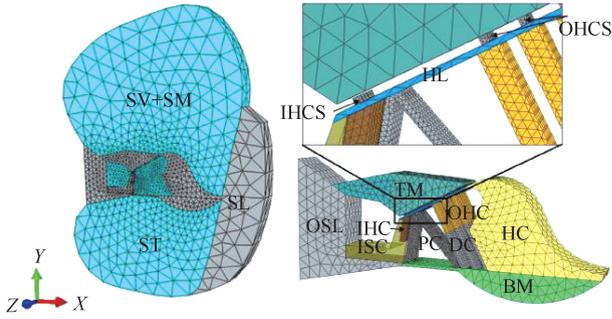
针对以上问题,且考虑到有限单元法在人耳传声模拟上的优越性^[6, 10-11],本文基于实验测量的沙鼠耳蜗几何结构数据,建立耳蜗微观有限元模型。并基于该模型,对比研究正向激振与圆窗激振下基底膜、内听毛细胞静纤毛的动态响应;分析圆窗激振时采用正向激振式人工中耳基底膜评价标准的等效声压级偏差。

1 建模

1.1 有限元模型构建

本文参考实验测量的沙鼠耳蜗几何结构数据^[12-14],通过 SolidWorks 建立包含淋巴液及柯蒂氏器的耳蜗微观几何模型,再基于 ABAQUS 构建有限元模型(见图 1)。其中,外听毛细胞静纤毛顶端与盖膜底部节点耦合,以模拟外听毛细胞静纤毛嵌入盖膜的状态;内听毛细胞静纤毛顶端与盖膜留有间隙。该微段位于耳蜗中转位置(距离耳蜗基部 5~7 mm 处)。选择距离耳蜗基部 5~7 mm 处微段建模的主要原因如下:① 该位置的实验测量报道较多,便于模型的验证;② 该耳蜗中部段对应中频信号的感声,而言语频率主要位于中频段。

鉴于分割前庭阶与中阶的赖斯纳氏膜对耳蜗内声能传递的影响较小^[15],模型中将前庭阶和中阶合并为一个整体(图 1 中 SV+SM)。此外,为了准确模拟耳蜗运动特性,模型纵向(图 1 中 Z 轴方向)长度



SV:前庭阶;SM:中阶;ST:鼓阶;SL:螺旋韧带;OSL:螺旋板;ISC:内沟细胞;IHC:内听毛细胞;TM:盖膜;PC:柱细胞;OHC:外听毛细胞;DC:Deiters细胞;HC:Hensen细胞;BM:基底膜;RL:网状板;IHCS:内听毛细胞静纤毛;OHCS:外听毛细胞静纤毛

图1 耳蜗微段微观有限元模型

Fig.1 Microscopic finite element model of a slice of cochlea

为 46 mm, 大于该位置纵向耦合常数 (27.5 ~ 34.9 mm)^[16], 满足纵向耦合条件。模型具体尺寸如表 1 所示。耳蜗微观有限元模型的组织结构部分采用实体单元 C3D4 划分, 淋巴液采用声单元 AC3D10 划分, 柯蒂氏器与淋巴液单元数目分别为 47 015 和 59 873。

1.2 材料属性

模型中的材料属性主要参考相关文献[17~24]

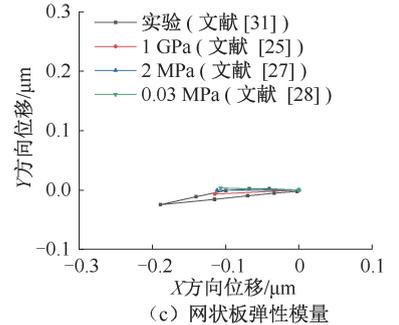
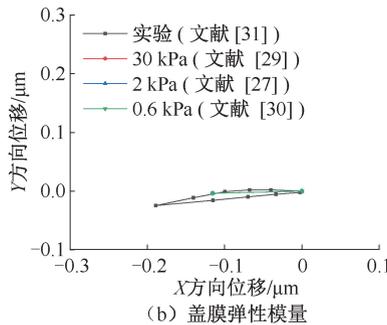
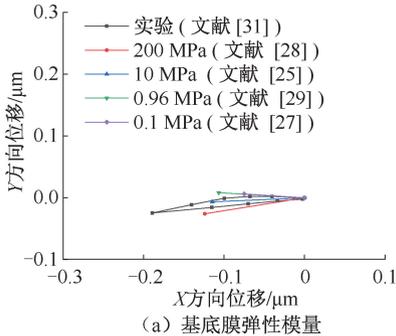


图2 耳蜗微观模型材料属性敏感性分析

Fig.2 Sensitivity analysis of material properties in cochlear micro model (a) Elastic modulus of basilar membrane (b) Elastic modulus of tectorial membrane, (c) Elastic modulus of reticular lamina

表2 模型组织材料属性

Tab.2 Material properties of model components

组织	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(kg·m ⁻³)	组织	弹性模量/MPa	泊松比	密度/(kg·m ⁻³)
基底膜 ^[28]	200	0.30	1.29×10 ³	外听毛细胞 ^[17, 21-22]	0.01	0.49	1.014×10 ³
盖膜 ^[17-18, 20]	0.03	0.49	1.11×10 ³	静纤毛 ^[17, 23]	10	0.30	1.2×10 ³
Hensen 胞 ^[17]	0.05	0.49	1.05×10 ³	螺旋板 ^[17]	20 000	0.30	2×10 ³
Deiters 细胞 ^[17]	10	0.30	1.1×10 ³	螺旋韧带 ^[17]	20	0.30	1.1×10 ³
网状板 ^[25]	1 000	0.30	1.1×10 ³	内沟细胞 ^[17]	0.05	0.49	1.1×10 ³
内听毛细胞 ^[17, 19]	0.01	0.49	1.014×10 ³	柱细胞 ^[17, 24]	1 000	0.30	1.1×10 ³

表1 模型尺寸参数

Tab.1 Dimension parameters of the model

参数	数值	参数	数值
网状板和盖膜夹角/(°)	27.3	外柱细胞长度/μm	89
基底膜梳状区宽度/μm	188	内柱细胞与基底膜夹角/(°)	84.5
基底膜梳状区厚度/μm	36	柱细胞半径/μm	1.7
基底膜弓状区宽度/μm	69	网状板宽度/μm	90.5
基底膜弓状区厚度/μm	4	网状板厚度/μm	2
盖膜宽度/μm	182	内听毛细胞静纤毛长/μm	2.2
盖膜厚度/μm	49.3	外听毛细胞静纤毛长/μm	3.8
外听毛细胞长度/μm	40	静纤毛半径/μm	0.2
内听毛细胞长度/μm	35	前庭阶和中阶面积/mm ²	0.15
内外听毛细胞半径/μm	4	鼓阶面积/mm ²	0.1
内柱细胞长度/μm	64.3		

而设定。鉴于文献[25~30]中关于此处基底膜、盖膜和网状板的弹性模量差异相对较大, 本文进行敏感性分析。考虑到耳感声主要通过内毛细胞运动来传递声音信号至听觉系统, 参数敏感性分析中主要以内毛细胞处响应为参考(见图2)。结果表明, 基底膜、盖膜、网状板弹性模量分别取 200、0.03、1 000 MPa, 模型计算结果最接近 Hu 等^[31]报道的实验值。最终数据如表 2 所示。

其中,螺旋板因具有骨质结构,其弹性模量参考皮质骨的弹性模量设定;淋巴液属性部分参考 Kiefer 等^[32]的研究,采用水的参数近似模拟,设定密度为 $1\ 000\ \text{kg/m}^3$,体积模量为 $2\ 250\ \text{MPa}$ 。

1.3 边界条件及载荷

耳蜗微观有限元模型接触耳蜗骨壁的流体单元表面定义成墙(Wall)边界,使其流体压力的法向梯度为0,以模拟耳蜗骨壁对液体的约束作用。螺旋板左端和螺旋韧带右端固定,以模拟螺旋板和螺旋韧带与耳蜗骨壁之间的约束。流体与固体接触部位定义流固耦合面。本文所模拟的耳蜗片段与耳蜗其他片段接触的方向上,螺旋板与螺旋韧带设置为完全固定,前庭阶、中阶、鼓阶和柯蒂氏器其他组织未添加约束条件。Olson 等^[33]测量沙鼠耳蜗压力。结果表明,施加 $80\ \text{dB}$ 声压级(sound pressure level, SPL)外耳道声压,能量传递到耳蜗内部约有 $20\ \text{dB}$ 放大作用,即对应 $2\ \text{Pa}$ 耳蜗流体压力。参考该实验研究结果,本文在模拟正向激振时,在盖膜和 Hensen 细胞上方施加 $100\ \text{dB}$ 对应的压强($2\ \text{Pa}$),压力方向与作用面垂直,进行频率范围为 $0.1\sim 10\ \text{kHz}$ 的谐响应分析,以模拟 $80\ \text{dB}$ 耳道声激励效果。同理,为便于对比,模拟圆窗激振时,在基底膜下方垂直于作用面施加相同大小的载荷。在盖膜和 Hensen 细胞上方施加压力载荷模拟正常感声,在基底膜下方施加压力载荷模拟圆窗激振(见图3)。

1.4 等效声压级偏差

分析以正向激励的基底膜位移标准来评价圆窗激振式人工中耳性能时,其与内听毛细胞静纤毛剪切位移间差异,计算圆窗激振时采用正向激励的

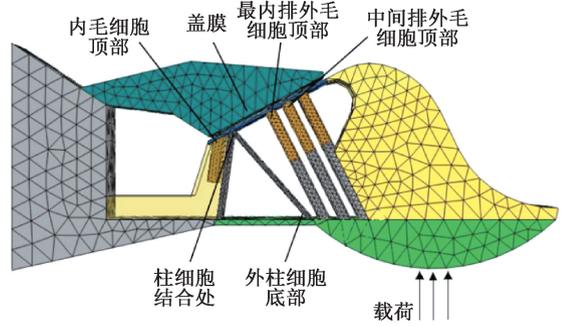


图3 模型计算位置

Fig.3 Calculative position of the model

基底膜评价标准的等效声压级偏差:

$$\Delta\text{SPL}_{\text{EQ}} = 20 \times \log_{10} \frac{d_{\text{BM}}^{\text{F}} \cdot d_{\text{IHC}}^{\text{R}}}{d_{\text{BM}}^{\text{R}} \cdot d_{\text{IHC}}^{\text{F}}} \quad (1)$$

式中: d_{BM}^{F} 和 $d_{\text{IHC}}^{\text{F}}$ 分别为正向激励下的基底膜位移、内听毛细胞静纤毛剪切位移; d_{BM}^{R} 和 $d_{\text{IHC}}^{\text{R}}$ 分别为圆窗激励下的基底膜位移、内听毛细胞静纤毛剪切位移。静纤毛剪切位移为:

$$S = u_{\text{tip}} - u_{\text{base}} \quad (2)$$

式中: u_{tip} 和 u_{base} 分别为静纤毛顶部沿网状板方向的位移、静纤毛底部沿网状板方向的位移。

2 结果

2.1 模型验证

选取 Hu 等^[31]的实验数据,对模型可靠性进行验证。Hu 等^[31]在基底膜中间位置施加频率为 $1.96\ \text{Hz}$ 、幅值为 $0.25\ \mu\text{m}$ 正弦位移激励,测量内毛细胞顶部、中间排外听毛细胞顶部、最内侧外听毛细胞顶部等组织的运动位移,具体对应位置如图4所示。为了对比,本文采用相同的位移激励,激振

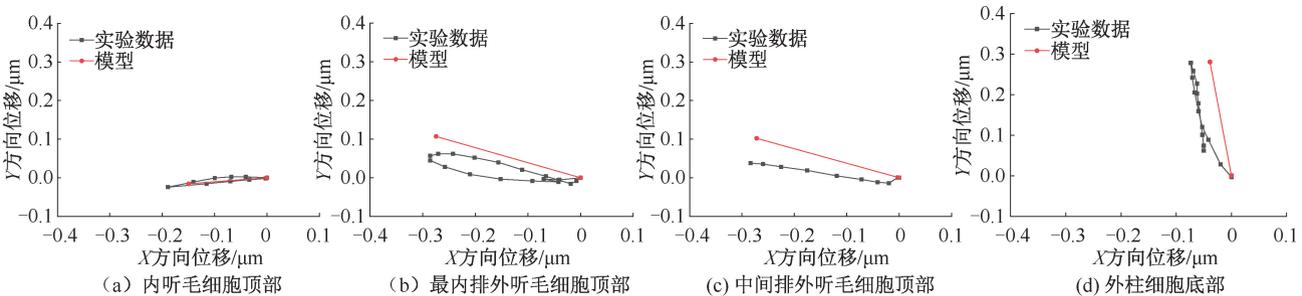


图4 柯蒂氏器各部位轨迹

Fig.4 Trajectories of each part within the organ of Corti (a) Top of inner hair cells, (b) Top of outer hair cells in the innermost rows, (c) Top of outer hair cells in middle rows, (d) Bottom of outer pillar cells

模型基底膜中间位置,计算结果见图4。其中, X 方向平行于基底膜, Y 方向垂直于基底膜。

内听毛细胞顶部、最内排外听毛细胞顶部和外柱细胞底部位移与实验数据比较吻合,中间排外听毛细胞顶部位移与实验数据偏差略大,但曲线轨迹走向仍然一致。模拟预测的中间排外听毛细胞顶部、最内排外听毛细胞顶部、外柱细胞底部的 Y 方向位置值皆偏大于实验值,推测原因是Hu等^[31]实验测量过程中在基底膜底部施加的载荷向水平方向偏斜,而非理想的垂直载荷所致。Hu等^[31]通过在基底膜底部中间位置(见图1载荷部位)用直径为 $40\ \mu\text{m}$ 钢球施压来实现载荷施加;而在钢球挤压过程中,存在着向水平偏斜,故实验载荷存在小的水平分量。

通过上述实验对比,耳蜗微观有限元模型的可

靠性得到验证。因此,本文所建耳蜗微观有限元模型可以用于分析耳蜗微观动态特性。

2.2 基底膜位移及内听毛细胞静纤毛剪切位移

模型计算的正向激振、圆窗激振下的基底膜响应位移曲线如图5(a)所示。在 $5\ \text{kHz}$ 特征频率处,正向激振时,基底膜位移大约为 $6.8\ \text{nm}$;而圆窗激振时,基底膜位移约为 $5.2\ \text{nm}$ 。正向激振时基底膜位移高于圆窗激振时基底膜位移。

内听毛细胞静纤毛剪切位移如图5(b)所示。在 $5\ \text{kHz}$ 特征频率处,正向激振时内听毛细胞静纤毛剪切位移约为 $0.94\ \text{nm}$;而圆窗激振时,内听毛细胞静纤毛剪切位移约为 $0.50\ \text{nm}$ 。同样幅值的压强激振下,正向激振时内听毛细胞静纤毛剪切位移高于圆窗激振时内听毛细胞静纤毛剪切位移,这与基底膜位移关系一致。

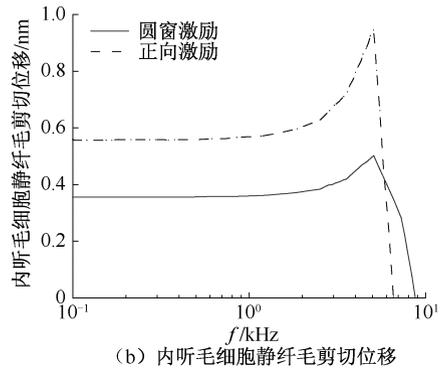
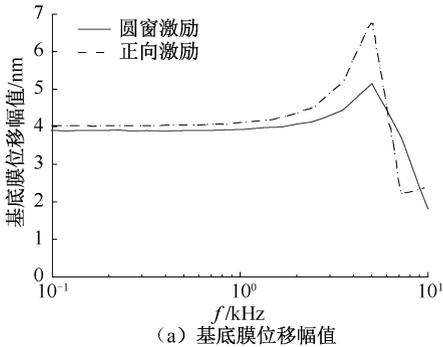


图5 圆窗激励与正向激励下的结果

Fig.5 Results under forward stimulation and round-window stimulation (a) Magnitude of the displacement of basilar membrane, (b) Stereocilia shear displacement of the inner hair cells

2.3 基底膜位移评价圆窗激振性能偏差

为了分析在圆窗激振时,采用基底膜位移来评价其听力补偿性能的可靠性,基于正常感声、圆窗激振下的基底膜、内听毛细胞响应,计算圆窗激振时采用正向激振的基底膜评价标准所得出的等效声压级偏差(见图6)。在 $5\ \text{kHz}$ 特征频率处,采用传统正向激振式人工中耳的基底膜位移评价方法,评估圆窗激振听力补偿效果,将引入 $-3\ \text{dB}$ 偏差。

3 讨论

人工中耳听力补偿性能的准确评估对其作动器设计至关重要。对于正向激振式人工中耳,由于其振动传递路径与正常感声一致,目前国际上普遍

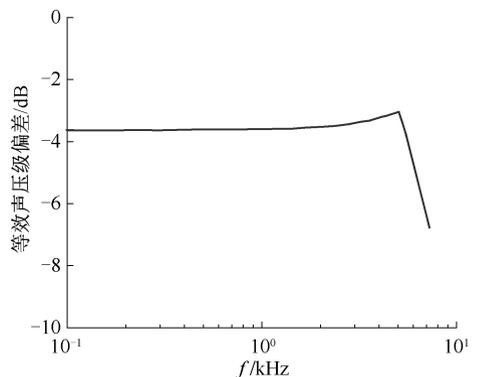


图6 圆窗激振时采用正向激振基底膜评价标准的等效声压级偏差
Fig.6 Equivalent SPL deviation using basilar membrane criterion of forward stimulation under round window stimulation

采用美国材料与试验协会标准 ASTM F 2504-05^[34]来评估其听力补偿效果,即通过对比人工中耳激振下与正常耳膜声激振下的镫骨频响特性,分析人工中耳激振起的等效声压级,进而评估人工中耳的听力补偿性能。由于镫骨响应便于测量,正向激振式人工中耳目前并不采用基底膜响应来评估。只是在评估圆窗激振式人工中耳时,才采用基底膜响应来评估。本文中正向激振的基底膜评价方法,是指通过对比分析人工中耳激振下与耳膜声激振下的基底膜响应,评估人工中耳听力补偿性能,具体评估过程参考文献[35]。由于正向激振式人工中耳传声与正常感声的传递路径相同,故这种评估方法能有效评估正向激振式人工中耳的听力补偿性能。但由于柯蒂氏器相对于前庭阶、鼓阶是非对称结构,而圆窗激振又与正常感声下的耳膜声激振的能量传递路径不同,故采用类似鼓膜声激振下的基底膜响应值评估圆窗激振式人工中耳会引入偏差。

为了分析该评估偏差,本文建立耳蜗感声微观有限元模型,对比分析在同样幅值声压激振下基底膜、内听毛细胞响应。考虑到听力损伤患者的外听毛细胞放大功能损坏,且耳蜗在助听装置补偿听力损伤所需输入的较高强度声压作用下,主动放大效果减弱^[36],本模型中没有考虑耳蜗外听毛细胞的主动放大功能,即所建耳蜗模型为被动模型。

为了研究柯蒂氏器的非对称结构是否会造成圆窗激振下内听毛细胞静纤毛响应与正常感声下的不同,本课题组早期建立柯蒂氏器数值模型。结果表明,以正常人耳的基底膜响应标准评估圆窗激振会高估圆窗激振性能^[37]。但该模型仅考虑柯蒂氏器,忽略了前庭阶、鼓阶、蜗管的几何结构及其内部淋巴液,未考虑螺旋韧带。而从耳蜗断面图来看,这些被忽略的结构占耳蜗横截面绝大部分,且忽略的淋巴液也分对称分布。振动信号通过圆窗或者卵圆窗传递到耳蜗时引起的耳蜗淋巴液波动会引起基底膜振动,最终才导致基底膜上面的柯蒂氏器振动。因此,这种结构上的简化会使得研究结果偏离实际响应。此外,之前所建模型没有考虑模型纵向长度需大于纵向耦合常数的要求,进一步影响了模型预测的准确性。为了提高模型预测的可靠性,本文所建模型克服之前模型的不足之处。相对于之前模型,本模型改进之后在内听毛细胞顶部

和外柱细胞底部的位移更加接近于实验值。

研究结果表明,圆窗激振下基底膜位移与静纤毛剪切位移均小于正常激振下基底膜位移与静纤毛剪切位移,故正向激振下的内听毛细胞更兴奋,感声效果更强。导致这一结果的原因可能是圆窗激振时与正向激振时的淋巴液阻抗不同,由于前庭阶面积大于鼓阶面积,故圆窗激振时阻抗相对于正向激振时的阻抗更大,从而使得圆窗激振时感声效果较差。此外,在 5 kHz 特征频率处,采用正向激振的基底膜位移评价方法,评估圆窗激振的听力补偿效果,会造成-3 dB 偏差,即高估圆窗激振的性能。考虑到该偏差较小,故实验过程中采用基底膜位移评价圆窗激振是一种较为可靠的方法。

本文选用特征频率为 5 kHz 的耳蜗微段作为研究对象,主要原因是关于该耳蜗微段的影像图片、动态响应实验报道较多,便于模型的几何构建和可靠性验证。此外,由于耳蜗基部与耳蜗顶部中盖膜倾角等柯蒂氏器几何特征参数与耳蜗中部段不同,不确定这些部位是否具有本文研究的耳蜗中部段的规律。本团队后续将基于该基础,构建其他特征频率处对应微段的耳蜗微观力学模型,研究其他频率的圆窗激振感声机制。

4 结论

本文基于实验测量的耳蜗几何结构数据,建立耳蜗微观有限元模型,并通过实验对比验证模型的可靠性。基于该模型,对比分析正向激振、圆窗激振下基底膜位移、内听毛细胞静纤毛剪切位移。研究表明,在同样幅值声压激振下,圆窗激振的基底膜响应、内听毛细胞响应均小于正向激振下对应的值。采用传统正向激振式人工中耳的基底膜位移评价方法,评估圆窗激振式人工中耳的听力补偿效果,会高估圆窗激振的听力补偿性能;但偏差较小,是一种相对可靠的评价方法。

参考文献:

- [1] 陈克光,戴培东,杨琳,等. 人工中耳研究进展[J]. 生物医学工程学进展, 2014, 35(1): 23-27.
- [2] LIU H, CHENG J, YANG J, et al. Concept and evaluation of a new piezoelectric transducer for an implantable middle ear hearing device [J], *Sensors*, 2017, 17(11): 2515.
- [3] 陈永正. 耳蜗正逆向驱动传声效率的实验研究和数值模拟

- [D], 上海: 复旦大学, 2013.
- [4] ROSOWSKI JJ, CHIEN W, RAVICZ ME, *et al.* Testing a method for quantifying the output of implantable middle ear hearing devices [J]. *Audiol Neurotol*, 2007, 12(4): 265-276.
- [5] LEE JW, SEONG KW, LEE SH, *et al.* Comparison of auditory responses determined by acoustic stimulation and by mechanical round window stimulation at equivalent stapes velocities [J]. *Hear Res*, 2014, 314(4): 65-71.
- [6] 王学林, 胡于进. 蜗窗激励评价的有限元计算模型研究[J]. *力学学报*, 2012, 44(3): 622-630.
- [7] 周凯, 刘后广, 饶柱石, 等. 典型中耳病变对圆窗激振听力补偿性能影响的数值分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(4): 369-374.
- ZHOU K, LIU HG, RAO ZS, *et al.* Numerical analysis on sound compensation performance of round window stimulation in typical middle ear diseases [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(4): 369-374.
- [8] CHEN Y, GUAN X, ZHANG T, *et al.* Measurement of basilar membrane motion during round window stimulation in guinea pigs [J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2014, 15(6): 933-943.
- [9] YAO WJ, CHEN Y. Numerical simulation based on three-dimensional model of inner stereocilia [J]. *Appl Math Mech*, 2017, 38(7): 997-1006.
- [10] 姚文娟, 李兵, 胡宝琳, 等. 置换部分听骨镮复物后对人耳听力恢复的影响[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 58-64.
- YAO WJ, LI B, HU BL, *et al.* Effect of partial ossicular prosthesis replacement on hearing restoration of human [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 58-64.
- [11] 刘迎曦, 李生, 孙秀珍. 人耳鼓膜病变数值分析[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(4): 275-278.
- LIU YX, LI S, SUN XZ. Numerical analysis of pathologic tympanic membrane of human ear [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(4): 275-278.
- [12] EDGE RM, EVANS BN, PEARCE M, *et al.* Morphology of the unfixed cochlea [J]. *Hear Res*, 1998, 124(1): 1-16.
- [13] ZAGADOU BF, BARBONE PE, MOUNTAIN DC. Elastic properties of organ of corti tissues from point-stiffness measurement and inverse analysis [J]. *J Biomech*, 2014, 47(6): 1270-1277.
- [14] THORNE M, SALT AN, DEMOTT JE, *et al.* Cochlear fluid space dimensions for six species derived from reconstructions of three-dimensional magnetic resonance images [J]. *Laryngoscope*, 1999, 109(10): 1661-1668.
- [15] REICHENBACH T, STEFANOVIC A, NIN F, *et al.* Waves on reissner's membrane: A mechanism for the propagation of otoacoustic emissions from the cochlea [J]. *Cell Rep*, 2012, 1(4): 374-384.
- [16] NAIDU RC, MOUNTAIN DC. Longitudinal coupling in the basilar membrane [J]. *J Assoc Res Oto*, 2001, 2(3): 257-267.
- [17] ANDOH M, WADA H. Prediction of the characteristics of two types of pressure waves in the cochlea: Theoretical considerations [J]. *J Acoust Soc Am*, 2004, 116(1): 417-425.
- [18] GUETA R, BARLAM D, SHECK RZ, *et al.* Measurement of the mechanical properties of isolated tectorial membrane using atomic force microscopy [J]. *P Natl Acad Sci USA*, 2006, 103(40): 14790-14795.
- [19] MATSUI T, NAKAJIMA C, YAMAMOTO Y, *et al.* Analysis of the dynamic behavior of the inner hair cell stereocilia by the finite element method [J]. *JSME Int J C-Mech Sy*, 2006, 49(3): 828-836.
- [20] ANDOH M, NAKAJIMA C, WADA H. Phase of neural excitation relative to basilar membrane motion in the organ of corti: Theoretical considerations [J]. *J Acoust Soc Am*, 2005, 118(3): 1554-1565.
- [21] CHEN YQ, YAO WJ, LIU SF. Numerical simulation of corti stimulated by fluid in tunnel of corti [J]. *Appl Math Mech Engl Ed*, 2017, 38(5): 737-748.
- [22] LAFFON E, DULON D, POULIGNY B, *et al.* Mammalian cochlear outer hair cells density evaluated by means of an optical tweezer [J]. *Biochem Bioph Res Co*, 1993, 196(1): 363-368.
- [23] ZETES DE, STEELE CR. Fluid-structure interaction of the stereocilia bundle in relation to mechanotransduction [J]. *J Acoust Soc Am*, 1997, 101(6): 3593-3601.
- [24] TOLOMEO J, HOLLEY M. Mechanics of microtubule bundles in pillar cells from the inner ear [J]. *Biophys J*, 1997, 73(4): 2241-2247.
- [25] YAO WJ, CHEN YQ. Numerical simulation on the mechanical behavior of outer stereocilia in corti [J]. *J Mech Med Biol*, 2017, 17(3): 1750045.
- [26] ZAGADOU BF, BARBONE PE, MOUNTAIN DC. Significance of the microfluidic flow inside the organ of corti [J]. *J Biomech Eng T Asme*, 2020, 142(8): 081009.
- [27] LIU Y, GRACEWSKI SM, NAM JH. Consequences of location-dependent organ of corti micro-mechanics [J]. *PloS One*, 2015, 10(8): e0133284.
- [28] FOUCAUD S, MICHON G, MORLIER J, *et al.* Harmonic response of the organ of corti: Results for wave dispersion [C]. *Aip Conf Proc*, 2011, 1403: 569-575.
- [29] ZAGADOU BF, BARBONE PE, MOUNTAIN DC. Elastic properties of organ of corti tissues from point-stiffness measurement and inverse analysis [J]. *J Biomech*, 2014, 47(6): 1270-1277.
- [30] ANDOH M, WADA H. Dynamic characteristics of the force generated by the outer hair cell motility in the organ of corti

- (theoretical consideration) [J]. JSME Int J C Mech Sy, 2003, 46(4): 1256-1265.
- [31] HU X, EVANS BN, DALLOS P. Direct visualization of organ of corti kinematics in a hemicochlea [J]. J Neurophysiol, 1999, 82(5): 2798-2807.
- [32] KIEFER J, BOHNKE F, ADUNKA O, et al. Representation of acoustic signals in the human cochlea in presence of a cochlear implant electrode [J]. Hear Res, 2006, 221(1-2): 36-43.
- [33] OLSON ES. Intracochlear pressure measurements related to cochlear tuning [J]. J Acoust Soc Am, 2001, 110(1): 349-367.
- [34] ASTM F 2504-2005. Standard practice for describing system output of implantable middle ear hearing devices [S].
- [35] ZHANG XM, GAN RZ. A comprehensive model of human ear for analysis of implantable hearing devices [J]. IEEE T Bio-Med Eng, 2011, 58(10): 3024-3027.
- [36] REN T, NUTTALL AL. Basilar membrane vibration in the basal turn of the sensitive gerbil cochlea [J]. Hear Res, 2001, 151(1-2): 48-60.
- [37] 韩帅, 刘后广, 杨建华, 等. 基于有限元模型的圆窗激振与正常感声下耳蜗微观动态特性[J], 中国科技论文, 2016, 11(4): 444-448.

· 致读者 ·

论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前言必须开门见山、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体质量、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长、繁琐、不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有 P 值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论、包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。