

文章编号:1004-7220(2016)01-0040-05

高压对耳蜗的影响

姚文娟, 崔存玉, 陈懿强

(上海大学 土木工程系, 上海 200072)

摘要: **目的** 研究高压环境对人耳蜗的影响, 弥补试验手段不足导致的耳蜗在高压环境下听力行为特征研究的缺失, 为今后对耳蜗进行针对性研究提供新的思路。 **方法** 基于健康人耳蜗 CT 扫描图像, 结合自编程序, 利用 PATRAN 软件建立三维螺旋耳蜗有限元模型。应用 NASTRAN 软件进行流固耦合频率响应分析和瞬态响应分析, 通过数值模拟方法研究高压对耳蜗的影响。 **结果** 基底膜 12 mm 处与镫骨底板中心 (卵圆窗的中心) 处位移比值模拟结果与已报道的试验结果相吻合, 验证了所建模型的正确性。高压环境下, 耳蜗中基底膜特征频率点的幅值随着压强的增大而不断减小。 **结论** 高压环境最终导致人耳听力的降低。研究结果为临床上研制防治高压的缓冲装置提供理论支撑。

关键词: 耳蜗; 基底膜; 高压; 阻抗修正; 数值模拟

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.01.040

Effects of high pressure on the cochlea

YAO Wen-juan, CUI Cun-yu, CHEN Yi-qiang (Department of Civil Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract: **Objective** To study the effects of high pressure environment on human cochlea, so as to supplement inadequate study on cochlea behavior under high pressure conditions due to insufficient experimental methods, and provide new ideas for the targeted research on cochlea in future. **Methods** Based on CT scan images of normal human cochlea and combined with self-compiling program and the software PATRAN, a three-dimensional finite element model of spiral cochlea was constructed. The fluid-solid coupling frequency response analysis and transient response analysis were made by using NASTRAN. The effect of high pressure on cochlea was then investigated by numerical simulation. **Results** The simulated results of ratio of displacement at 12 mm from basilar membrane to that at the oval window were consistent with those reported in the literature, which verified the correctness of the model. In high pressure environment, the amplitude of cochlea basilar membrane at characteristic frequency point would decrease with the pressure increasing. **Conclusions** High pressure conditions can ultimately lead to the loss of human hearing. The research findings provide the theoretical support for developing high pressure buffer devices in clinic.

Key words: Cochlea; Basilar membrane; High pressure; Impedance factor; Numerical simulation

潜水运动员经常在数百米深的水下高压环境下工作, 在该环境下存在着由各种潜水设备所造成的噪音水平。因此, 受到高压和高噪音水平的影响, 潜水运动员经常会遇到听力下降等疾病的困扰。而

潜水运动员听力的下降不仅仅局限于传导性耳聋^[1], 很大程度上也是由耳蜗病变造成的。人的耳蜗是一个极为精密的力学结构, 主要包含中阶、鼓阶和前庭阶, 由基底膜、柯蒂氏器 (Corti) 等纤细精密

收稿日期: 2015-09-20; 修回日期: 2015-10-08

基金项目: 国家自然科学基金项目 (11272200, 11572186)。

通信作者: 姚文娟, 教授, 博士研究生导师, Tel: (021) 56336721; E-mail: wenjuan@mail.shu.edu.cn。

的结构组成,对传导解析声音信号至关重要。当声音信号经外耳道、中耳传至内耳耳蜗时,耳蜗中的基底膜产生振动,并引起其上柯蒂氏器产生相应运动,最后由柯蒂氏器中的毛细胞与神经纤维将振动转化为神经冲动,并将神经信号传至大脑听中枢而产生听觉。

由于伦理问题和耳蜗测量的困难性,目前进行的耳蜗试验主要为动物试验,对人耳蜗进行直接极限试验较为困难,故只有极少人耳蜗高压下听觉阈值的间接试验数据^[2-3]。动物试验不仅耗时耗力,而且所得数据不能用于替代人耳蜗试验数据。因此,基于解剖学原理并建立具有实际生物材料属性的人耳蜗有限元模型,就成为一种有效的替代试验方法。国内外已有许多专家和学者在耳临床医学、理论解析以及数值分析等方面展开大量研究,并取得一定的研究成果^[4-6],但还鲜有涉及高压下螺旋耳蜗听力行为特征的数值模拟研究。本文应用有限元模型对耳蜗进行数值模拟试验不仅省时省力,还可以得到直接体现人耳蜗特性的数据,直观揭示耳蜗的传声和破坏机制,加深对耳蜗力学行为特性的认识,为更好对耳蜗进行保护提供理论依据。

1 有限元模型

1.1 有限元模型的建立

根据复旦大学附属中山医院提供的健康志愿者CT扫描图像(GE lightspeed VCT 64 排螺旋 CT 机。扫描参数:准直 0.625 mm,球管旋转时间 0.4 s,重建层厚 0.625 mm,间隔 0.500~0.625 mm),通过自编程序将 CT 扫描图像数值化,同时结合中科院上海光源实验数据并参考文献[7-8],再利用 MSC PATRAN 软件优化并建立包含前庭阶、鼓阶、淋巴液、卵圆窗、圆窗、基底膜以及蜗孔的真实三维螺旋耳蜗结构,并对其划分网格、设定边界条件、材料参数,最后利用 NASTRAN 软件进行三维流-固耦合频率响应分析和瞬态响应分析。

所建的耳蜗有限元模型网格划分情况如图 1 所示:① 基底膜:1 761 个节点,642 个八节点六面体单元(Hex8),12 个六节点五面体单元(Wedge6);② 骨质螺旋板:7 804 个节点,3 438 个八节点六面体单元(Hex8),28 个六节点五面体单元(Wedge6);③ 淋巴液:138 509 个节点,124 970 个八节点六面

体单元(Hex8);④ 卵圆窗膜:126 个节点,100 个四节点四面体单元(Quad4);⑤ 圆窗膜:88 个节点,70 个四节点四面体单元(Quad4)。

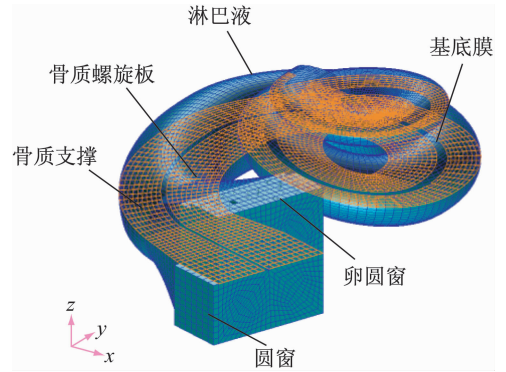


图 1 耳蜗有限元模型图

Fig. 1 Finite element model of the cochlea

1.2 材料属性

模型的材料属性^[9-10]见表 1。各部分结构泊松比均为 0.3,结构阻尼系数为 0.4,流体的黏度为 1 mPa·s,阻尼系数 $\beta = 0.1 \text{ ms}^{[11]}$ 。外淋巴液的速度为 1.4 km/s,密度为 1 000 kg/m³^[12-13]。

表 1 耳蜗有限元模型材料属性

Tab. 1 Material properties for finite element model of the cochlea

材料	弹性模量/MPa	密度/(kg·m ⁻³)	厚度/ μm
基底膜	50 (底部)-15 (中间)-3 (顶部)	1 200	7.5 (底部) ~ 2.5 (顶部)
骨质螺旋板	141	2 200	100
卵圆窗	40	1 200	100
圆窗	0.2	1 200	10

1.3 边界条件

耳蜗有限元模型的边界条件设置如下:① 卵圆窗上施加 0.2 Pa (80 dB) 激励,模拟纯音声压刺激 (0.1 ~ 10 kHz);② 圆窗外边缘视为固定约束;③ 卵圆窗外边缘限制竖向(z 方向)位移;④ 基底膜、前庭膜为流固耦合界面;⑤ 鼓阶、前庭阶以及蜗孔外壁视为相对刚性边界。

2 有限元模型的验证

Gundersen 等^[14]和 Stenfelt 等^[15]对人耳颞骨进行试验,通过在外耳道施加 0.632 Pa (90 dB) 声压激

励,得到距基底膜底端 12 mm 处的基底膜位移幅值 (d_{BM})与镫骨底板位移幅值 (d_{FP})之比随频率 (f)变化关系,以及基底膜相位与镫骨底板相位差值随频率变化关系。

在卵圆窗上施加 0.2 Pa (80 dB) 声压激励,等价于在外耳道施加 0.2 Pa 激励^[16]。通过频率响应分析得到基底膜 12 mm 处与镫骨底板中心(卵圆窗的中心)处位移比值(位移比值数量级在不同频率下相差巨大,故经标准化后取单位为 dB,使其与试验数据单位一致),并通过瞬态响应分析得到基底膜 12 mm 处与镫骨底板中心相位差值,并与 Gundersen 等^[14]、Stenfelt 等^[15] 和 Kim 等^[17] 获得的试验数据进行对比,结果如图 2 所示。

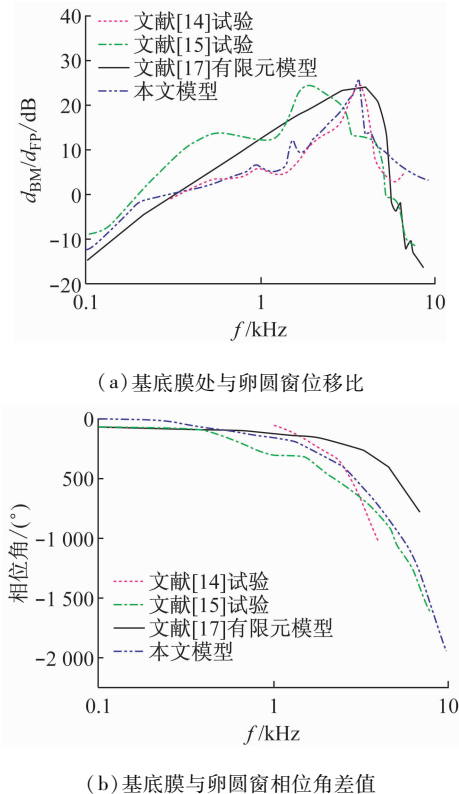


图2 耳蜗有限元模型验证

Fig. 2 Validation for finite element model of the cochlea

- (a) Displacement ratio of basilar membrane and the oval window
(b) Phase difference between basilar membrane and the oval window

由图 2(a)可知,在 0.1 ~ 0.3 kHz 频率段,本文数值模型得到的基底膜 12 mm 处与卵圆窗中心位移比响应曲线介于 Stenfelt 等^[15] 和 Kim 等^[17] 试验

曲线之间;在 0.3 ~ 4.0 kHz 频率段,数值模拟曲线与 Gundersen 等^[14] 试验曲线相吻合;在 4.0 ~ 10.0 kHz 频率段,数值模拟曲线与 Gundersen 等^[14] 试验曲线逐渐偏离,但仍处于合理范围之内。本文模型位移峰值出现在 3.65 kHz 处,与 Gundersen 等^[14] 试验曲线一致。根据 Greenwood 等^[18] 给出的频率位点公式

$$x = 35 - 16.71g(0.006046f_m + 1) \quad (1)$$

计算可得,在 12 mm 处的特征频率为 3.777 Hz,本文与其相差仅 3.3%。

由图 2(b)可知,在 0.1 ~ 0.5 kHz 频率段,本文数值模型得到的基底膜 12 mm 处与卵圆窗中心相位角差值曲线稍高于 Stenfelt 等^[15] 和 Kim 等^[17] 试验曲线;在 0.5 ~ 10.0 kHz 频率段,数值模拟曲线介于 Stenfelt 等^[15] 和 Kim 等^[17] 试验曲线之间,其中在 1.0 ~ 4.0 kHz 频率段,数值模拟曲线与 Gundersen 等^[14] 试验曲线吻合较好。

综上所述,本文建立的有限元螺旋耳蜗模型得到的数值模拟数据在趋势和数值大小上与国外学者试验所得的曲线保持一致,故本文所建立的有限元模型是合理和正确的。

3 高压下螺旋耳蜗行为特征

3.1 高压作用对耳蜗影响分析

人类在进行水下活动时,经常会受到高达 3.333 MPa 的压强。在如此之高的压强下,Thomas 等^[2] 发现,人耳听觉阈值在 3 ~ 4 kHz 的范围内提高了 15 ~ 25 dB;而 Mendel 等^[3] 在一次试验中却发现,人耳听觉阈值在 3 ~ 4 kHz 的范围并没有发生明显变化。这些有限元的试验数据显示了高压试验结果的离散性。

现有学者认为,高压作用主要影响外耳道共振频率和中耳的听骨链传声机制,对耳蜗基本没有影响^[19-20]。Mendel 等^[3] 曾试图通过测量耳声发射来判断高压作用对耳蜗的影响,但由于耳声发射测量的困难性,并未得到可靠的试验数据。由于对耳蜗进行直接测量的困难性和现有试验结果的离散性,通过数值模拟研究耳蜗在高压环境下的听力行为特征就成为一种重要手段。在高压环境下,一方面,卵圆窗膜通过外耳道和中耳间接受到高压作用的影响,需要对作用在卵圆窗上的声压进行修正来反映

这种影响;另一方面,由于圆窗膜暴露在高气压环境下,会直接受到高压作用的影响,需要通过在圆窗膜上施加与周围环境压强相等的压力来模拟高压作用对圆窗膜的影响。

3.2 高压作用下卵圆窗上的声压修正

高压环境对外耳和中耳的影响主要表现在对气体阻抗产生的影响上。当声源能量一定时,传播到人耳的声能主要决定于气体的阻抗。阻抗(z)的计算公式如下:

$$z = \rho v \quad (2)$$

式中: ρ 为气体密度, v 为声音在该气体中传播速度。 ρ 与气体所受压强成正比,而 v 基本不受压强的影响,故在不同压强下的同一气体中,气体阻抗之比为其所受压强(p_g)之比。

用分贝(dB)表示的声压级为:

$$SPL = 20\lg(p_1/p_0) + 10\lg(z_0/z_1) \quad (3)$$

由式(3)得两个声压级差值为:

$$SPL_2 - SPL_1 = 20\lg(p_2/p_1) + 10\lg(z_1/z_2) \quad (4)$$

式中: $10\lg(z_1/z_2)$ 为阻抗修正,在同一气体中可简化为 $10\lg(p_{g1}/p_{g2})$ 。

考虑到在高压环境下,人体所处气体环境压强可高达3.333 MPa,且所处气体环境(氮、氧气体环境)也不同于正常环境(氮、氧气体环境)。因此,必须用阻抗修正项对作用在卵圆窗上的声压进行修正,各个压强下的修正项如图3所示。

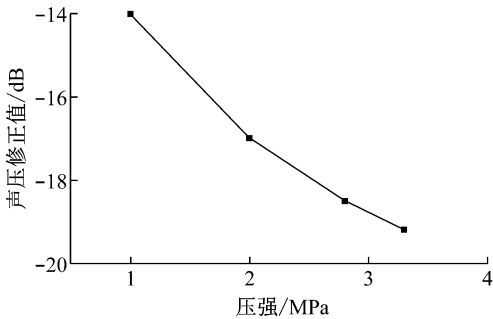


图3 各环境压强下声压修正项
 Fig.3 Correction term of sound pressure under various environmental pressure

3.3 高压作用对圆窗膜的影响

对不同环境压强下作用在卵圆窗上的声压按照图3进行修正后,在圆窗膜上施加与周围环境压强

相等的压强,基底膜12 mm处的模拟结果如图4所示。在各个压强下,基底膜12 mm处相对位移都随着频率的增加先增大后减小,并在3.6 kHz附近取得极值;随着环境压强的增大,基底膜12 mm处的共振幅值不断减小,在高压3.333 MPa情况下比正常情况下减小了15.7 dB。在高压3.333 MPa情况下,基底膜12 mm处特征频率点幅值仅比该压强下低频段幅值高出约4 dB,而在正常情况下此值为22 dB。

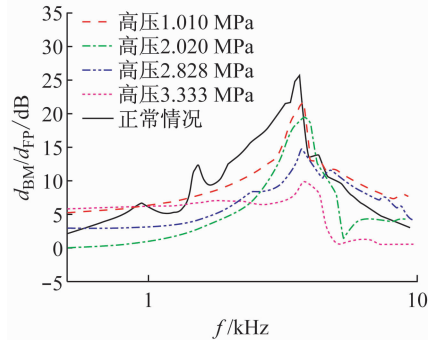


图4 高压作用对耳蜗的影响
 Fig.4 Effect of high pressure on the cochlea

施加压强后特征频率点的幅值与正常情况下特征频率点的幅值差如图5所示,并与Thomas等^[2]和Mendel等^[3]的高压下听觉阈值试验数据相比较。由图5可知,本文模拟结果更接近Mendel等^[3]的试验曲线,在高压1.010、2.020、2.828 MPa下与Thomas等^[2]的试验结果相差较大,达10 dB;但在高压3.333 MPa下与两组试验值吻合较好。

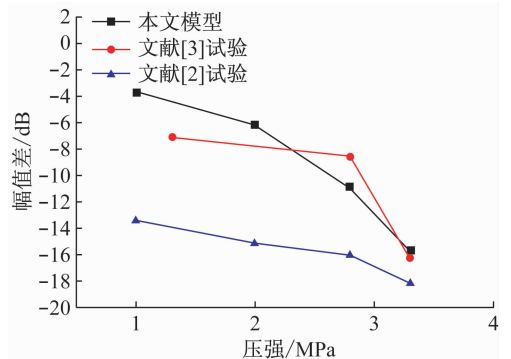


图5 高压情况与正常情况下基底膜幅值差
 Fig.5 Magnitude difference of the basilar membrane under high pressure condition and normal condition

4 数值模拟结果分析

由图4可知,在圆窗膜上施加压强后,基底膜12 mm处的位移,在0.5~20 kHz范围内随压强的增加先减小后增大;在2~4 kHz范围内,随压强的增加逐渐减小;在5~10 kHz范围内,在3.333 MPa压强下显著减小,但在1.010、2.828 MPa压强下比正常情况略大。基底膜12 mm处的位移在特征频率附近总的趋势是位移减小;在其他频率范围内。Thomas等^[2]试验结果显示,听觉阈值随压强增加有波动性变化,本文模拟结果中位移随高压的波动性变化部分反映了这种趋势。

由图5可知,在1.010、2.020、2.828和3.333 MPa的压强下,本模型位移分别比在正常情况下减小了3.7、6.2、10.9、15.7 dB。在3.333 MPa压强下,本模型结果处于Thomas等^[2]和Mendel等^[3]的试验结果之间。因此,高压作用使基底膜在特征频率点的幅值减小,引起基底膜敏感性降低,最终导致人耳听力在高压作用下的下降。

5 结论

本文利用数值模拟方法对高压下螺旋耳蜗行为特征进行了研究。一方面,采用阻抗修正的方法对作用在卵圆窗上的声压进行修正来模拟高压作用对卵圆窗膜的影响;另一方面,直接在圆窗膜上施加与环境压强相等的压力来模拟高压作用对圆窗膜的影响。模拟结果与高压环境下人耳听觉阈值试验数据进行对比,验证了模拟的准确性。数值模拟结果发现,高压作用主要使耳蜗中基底膜特征频率点的幅值随着压强的增大而不断减小,最终引起人耳听力在高压环境下的降低。本文的数值模拟结果弥补了试验手段不足导致的人耳蜗在高压下听力行为特征研究的缺失,为今后对耳蜗进行针对性试验研究提供了新的思路和理论支撑。

参考文献:

[1] 林飘,姚文娟,黄新生,等. 细菌生物膜对置换钛质听骨膜复物听力恢复的影响[J]. 医用生物力学, 2015, 30(3): 238-242.

Lin P, Yao WJ, Huang XS, *et al.* Effects of bacterial biofilm on hearing restoration with titanium partial ossicular

prosthesis replacement [J]. J Med Biomech, 2015, 30(3): 238-242.

[2] Thomas WG, Summit J, Farmer JC. Human auditory thresholds during deep, saturation helium-oxygen dives [J]. J Acoust Soc Am, 1974, 55(4): 810-813.

[3] Mendel LL, Knafelc ME, Cudahy EA. Hearing function in a hyperbaric environment [J]. Undersea Hyperb Med, 2000, 27(2): 91-105.

[4] 杨国标, Eiber A. 人耳蜗基底膜模型的动力特性有限元数值模拟 [J]. 医用生物力学, 2005, 20(1): 14-24.

Yang GB, Eiber A. The finite element analysis digital simulation of dynamical speciality of the basic membrane of human cochlea [J]. J Med Biomech, 2005, 20(1): 14-24.

[5] Gan RZ, Reeves BP, Wang X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea [J]. Ann Biomed Eng, 2007, 35(12): 2180-2195.

[6] Elliott SJ, Ni G, Mace BR, *et al.* A wave finite element analysis of the passive cochlea [J]. J Acoust Soc Am, 2013, 133(3): 1535-1545.

[7] 李学佩, 郑溶华. 耳解剖与临床 [M]. 北京: 北京大学医学出版社, 2007: 126-128.

[8] Gan RZ, Yang F, Zhang XM, *et al.* Mechanical properties of stapedial annular ligament [J]. Med Eng Phys, 2011, 33(3): 330-339.

[9] Zhang XM, Gan RZ. Dynamic properties of human round window membrane in auditory frequencies running head: Dynamic properties of round window membrane [J]. Med Eng Phys, 2013, 35(3): 310-318.

[10] 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.

[11] Yao WJ, Li X, Li W, *et al.* Research on pathological changes of middle-ear and artificial stapes [J]. J Med Biomed, 2009, 24(2): 118-122.

[12] Steer RW, Li YT, Young LR, *et al.* Physical properties of the labyrinthine fluids and quantification of the phenomenon of caloric stimulation [C]//Proceedings of Third Symposium on the Role of Vestibular Organs in Space Exploration. USA: NASA, 1967: 409-420.

[13] Kondrachuk AV, Sirenko SP, Boyle R. Effect of difference of cupula and endolymph densities on the dynamics of semicircular canal [J]. J Vestibul Res Equil, 2007, 18(2): 69-88.

[14] Gundersen T, Skarstein O, Sikkeland T. A study of the vibration of the basilar membrane in human temporal bone preparations by the use of the Mossbauer effect [J]. Acta Otolaryngol, 1978, 86(4): 225-232.