

文章编号:1004-7220(2017)02-0167-07

高压下中耳结构动力损伤研究

袁银胜, 姚文娟

(上海大学 土木系, 上海 200072)

摘要: **目的** 研究高压对中耳结构造成的损伤。**方法** 基于 CT 扫描建立中耳结构有限元数值模型,对模型施加随时间变化的压力,分析鼓膜以及镫骨足板的应力、应变和位移变化。**结果** 获得的计算结果与相关文献中的试验数据吻合,验证了所建中耳模型的准确性。高压会对中耳造成损伤,随着压力的增加,损伤加重;快速加压使得中耳损伤严重,对内耳的影响较小;慢速加压也能导致中耳损伤,但在中耳损伤前,内耳会损伤。**结论** 高压容易导致人耳出现损伤,为避免听力受到影响,在加压过程中要控制好加压速率。

关键词: 高压;中耳;增压速率;听力损伤;有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.02.011

Analysis of dynamic damage on middle ear under high pressure

YUAN Yin-sheng, YAO Wen-juan (*Department of Civil Engineering, Shanghai University, Shanghai 200072, China*)

Abstract: Objective To study the middle ear damage caused by high pressure. **Methods** The finite element model of human middle ear was established based on CT scanning, and the change of stress, strain and displacement of the tympanic membrane and stapes footplate was analyzed when the model was applied with time-varying pressure. **Results** The satisfactory agreement between the computational results and the corresponding experimental data in the literature could indicate the validity of the model. High pressure would cause damage to middle ear, and the damage would be aggravated with the pressure increasing. Rapid pressurization could make severely damage to middle ear, but have minor effect on inner ear. Slow pressurization could also lead to middle ear damage, but inner ear might be damaged before the injury to middle ear. **Conclusions** High pressure can easily lead to the ear damage; therefore, the pressurized rate should be controlled strictly to protect the hearing during pressurization.

Key words: High pressure; Middle ear; Pressurized rate; Hearing damage; Finite element analysis

潜水员在下潜过程中,随着潜水深度的增加,外耳道受到的环境气压也在增加。当外界气压增加幅度超过中耳腔调节气压的能力时,会在鼓膜两侧形成压力差;并且随着压力的增加,会导致鼓膜以及中耳其他结构出现不同程度的损伤,因而影响中耳的传声功能。在日常生活中,如高压舱治疗、高空跳伞、航天器起飞等行为都会引起外耳道高压。为研

究外界气压变化引起的高压对中耳结构的影响,很多学者从耳结构的力学特性和材料属性等不同方面进行研究。例如, Morgagni 等^[1]考察飞行员在高压舱内训练过程中产生的耳气压伤; Vahidova 等^[2]通过试验发现,降低高压舱的加压速率能减少耳气压伤的发病率; Sato 等^[3]研究中耳在加压以及减压过程中的受损情况; 温冬青等^[4]探讨快速气压变化对

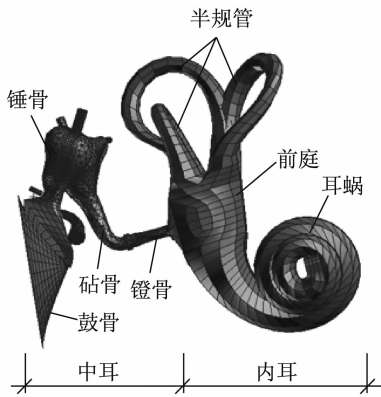
收稿日期:2015-08-31; 修回日期:2015-10-22

基金项目:国家自然科学基金项目(11272200,11572186)。

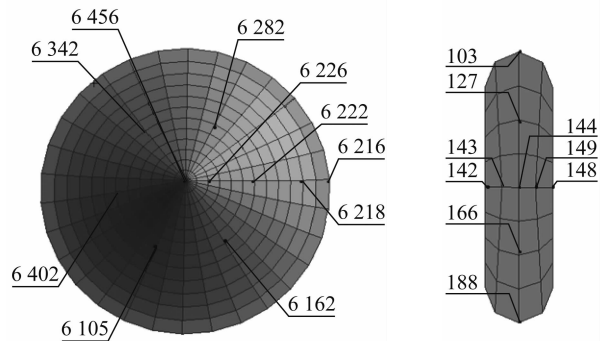
通信作者:姚文娟,教授, Tel:(021)56336721; E-mail: wenjuan@mail.shu.edu.cn。

耳气压功能和听力的影响;刘阳等^[5]以豚鼠为研究对象,模拟60 m轻潜水导致的耳气压伤与内耳减压病;胡正元等^[6]研究不同增压速率引起的耳气压伤特征;梁之安等^[7]研究压力波对中耳和内耳的致伤作用;Hüttenbrink^[8]研究鼓膜受到不同静压情况下听骨链的运动;Dirckx等^[9-10]测量人耳在耳道正压和负压下鼓膜的变形;Gaihede^[11]分析静压载荷下中耳变形中的迟滞现象以及非线性的力学特征。

但上述研究主要针对动物耳结构进行试验,而针对人耳的研究主要考虑正常声压的情况。因此,采用有限元仿真技术模拟高压引起的中耳结构损伤过程,能够为实际生活提供借鉴。已有研究采用有限元方法探讨外耳道静压对中耳声音传递的影响^[12-13],但并未考虑随时间变化的压力差对中耳结构的损伤影响。本文应用有限元模型对在随时间变化的高压作用下的中耳结构进行损伤分析,计算不同时刻鼓膜及听骨的损伤情况,获得出现损伤时的压力大小,并分析不同速率引起中耳损伤时的差异。



(a) 中耳和内耳有限元模型



(b) 鼓膜和镫骨足板节点分布示意图

图1 人耳有限元模型

Fig. 1 Finite element model of human ear (a) Finite element model of the middle ear and inner ear, (b) Node distribution diagram of the eardrum and stapes footplate

1.2 材料的物理力学参数

在不同的外耳道压力下,中耳结构存在迟滞现象以及非线性力学特征。因此,考虑高压下中耳结构的非线性行为,通过拟合国外学者试验测定的结果,采用非线性的本构关系定义鼓膜与中耳软组织材料属性,同时采用 Von Mises 屈服准则定义材料的屈服,模拟在加压过程中出现的损伤,其中当鼓

1 结构模型

1.1 模型建立

使用复旦大学附属中山医院 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 0.5 ~ 0.625 mm)对人体正常右耳进行 CT 扫描并获得图像。通过对图像的进一步处理,用自编程序将 CT 扫描数值化并导入 PATRAN 重建三维有限元模型,并对其划分网格、设定边界条件^[14-15]。鼓膜划分为 360 个四边形(Quad4)面单元,节点数为 361。听骨链划分为 60 个六面体(Hex8)单元和 26 567 个四面体(Tet4)单元,节点数为 6 254。耳蜗网格划分 3 852 个六面体(Hex8)单元,流体单元属性均定义为 Fluid 单元,节点数为 5 872;卵圆窗划分为(Tria3)面单元,卵圆窗单元定义为膜结构,共计单元数为 32,节点数为 45;圆窗划分为(Quad4)面单元,圆窗单元定义为膜结构,共计单元数为 16,节点数为 25。建立的人耳有限元模型如图 1 所示。

膜等效应变达到 0.12 时材料屈服。

主要研究潜水以及其他情况下产生的耳道高压对中耳结构造成的损伤,所用材料参数主要采用文献[12-13,16]中的试验数据。软组织部分采用黏弹性,其应力-应变关系通过应变能密度函数导出:

$$W = \sum_{i+j=1,2}^2 c_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j \quad (1)$$

式中: W 为应变能密度; I_1 、 I_2 为应变张量的不变量; c_{ij} ($i+j=1,2$) 为材料常数, 取值为 c_{10} 、 c_{01} 、 c_{11} 、 c_{20} 、 c_{02} 。中耳各部分结构泊松比均为 0.3, 结构阻尼系数为 0.4, 流体黏度为 $1 \text{ MPa} \cdot \text{s}$, 阻尼系数 $\beta = 0.1 \text{ ms}$ 。内耳淋巴液中声音的传播速度为 1.4 km/s , 淋巴液密度为 $1\,000 \text{ kg/m}^3$ [17-18]。本模型的材料属性见表 1、2。

表 1 软组织材料属性常数 [14]

Tab. 1 Material constants used for soft tissues of the middle ear

组织	c_{10}/MPa	c_{01}/MPa	c_{11}/MPa	c_{20}/MPa	c_{02}/MPa
鼓膜	0.419 6	-0.213 5	-2 843.5	1 357.8	1 496.7
鼓膜张肌	-0.007 1	0.025 4	-30.933	14.059	17.297
锤骨韧带	0.012 3	0.028 6	-28.476	12.793	16.302
镫骨肌	-0.052 4	0.082 3	-62.039	28.033	34.864
镫骨环韧带	-0.108 5	0.211 1	-1 796.3	85.037	953.51

表 2 听骨材料属性参数 [15]

Tab. 2 Material properties used for the ossicular chain

材料	弹性模量/MPa	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)
锤骨头	14 100	2 550
锤骨颈	14 100	4 530
锤骨柄	14 100	3 700
砧骨体	14 100	2 360
砧骨短突	14 100	2 260
砧骨长突	14 100	5 080
镫骨	14 100	2 200
锤-砧关节	14 100	3 200
砧-镫关节	0.6	1 200

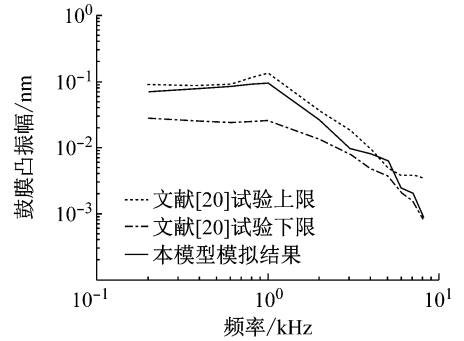
1.3 高压荷载施加

外界气压变化引起鼓膜内外压力差,但是由于咽鼓管的调节作用,使得在施加高压荷载的过程中无法确定压力差的大小。吴家林等 [19] 研究大气压变化对咽鼓管通气阻力等方面的影响,结果发现,由于咽鼓管在外界压力达到一定值时张开,使得中耳腔压力变化,并且在试验过程中利用 Valsalva's 法开放咽鼓管,使得鼓膜两侧的压力差并不等于外界的气压变化。本文不考虑咽鼓管的影响。由于造成中耳气压伤的直接原因是鼓膜两边的气压差,故在模型中的加载为气压差值直接作用于鼓膜。模型

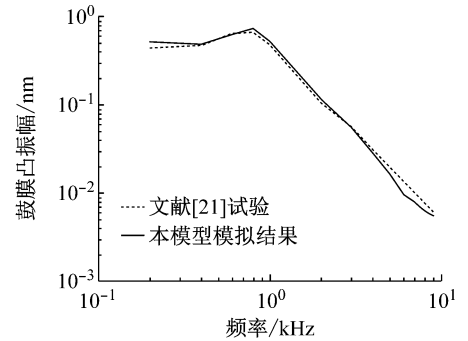
中,在鼓膜上分别以 50、34、16 和 2 kPa/s 的速率加压 [6], 计算不同速率对损伤的影响。

1.4 模型正确性的验证

在不考虑外耳道影响下,在鼓膜上分别施加 0.632 Pa (90 dB) 与 3.56 Pa (105 dB) 声压进行频率响应分析,得到鼓膜凸和镫骨底板的频率响应曲线,并与文献 [20-21] 中的试验数据进行比较 (见图 2)。



(a) 与文献 [20] 试验比较



(b) 与文献 [21] 试验比较

图 2 本模型与文献中试验的鼓膜凸振幅比较

Fig. 2 Comparison of the amplitude at umbo between the finite element model in the study and the experiment reported in the literature (a) Experiment of literature [20],

(b) Experiment of literature [21]

在鼓膜上施加 0.632 Pa (90 dB) 声压时,本模型模拟得到鼓膜凸振幅响应曲线在文献 [20] 中试验所得曲线的上下限范围内;而且曲线变化趋势一致,数值模拟结果与试验数据吻合 [见图 2(a)]。在鼓膜上施加 3.56 Pa (105 dB) 声压时,本模型模拟得到鼓膜凸振幅响应曲线接近文献 [21] 中试验所得曲线,其中在 0.2 ~ 1.0 kHz 频率段上略高于文献 [21] 中试验曲线,在 1 ~ 10 kHz 频率段上略低于文献 [21] 中试验曲线。曲线的变化趋势是一致的,数值

模拟结果与文献[21]中试验数据有较好的吻合。

综上所述,本模型模拟得到的结果在振幅和趋势方面与文献[20-21]试验吻合,从而验证了本模型的正确性。

2 结果

2.1 高压下鼓膜应力、应变曲线

为了观察在加压过程中鼓膜受损情况,分别提取不同压力下鼓膜径向与环向节点(见图1)的应力、应变随压力变化的曲线。图3(a)所示为鼓膜径向节点在不同压力下的应力,节点从鼓膜凸向边缘依次选取。图3(b)所示为鼓膜环向节点在不同压力下的应力,节点从1/2半径上等间距选取。

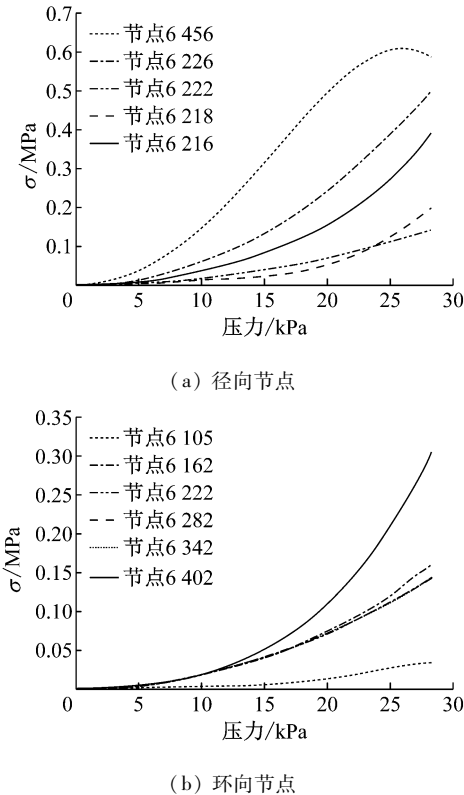


图3 鼓膜节点受力情况

Fig. 3 Tympanic membrane stress curve (a) At radial nodes, (b) At circumferential nodes

由图3可见,鼓膜凸处应力增加最快,也最先屈服,其次是临近鼓膜凸的节点。同时,边缘处的应力增加速率大于临近边缘的节点,即随着压力的增加鼓膜凸附近先屈服,然后是鼓膜边缘处屈服。鼓膜环向上,在锤骨柄与鼓膜连接处的节点应力比较小,

在其连接范围外的节点应力比其他节点大。

图4(a)所示为鼓膜凸的等效塑性应变曲线。当压力达到15.55 kPa时,出现损伤,而且随着压力增大,损伤加重;当压力达到22.60 kPa时,损伤程度迅速增加。图4(b)所示为鼓膜凸的等效应力曲线,当压力达到15.55 kPa时,由于损伤,等效应力曲线出现拐点,在这之后等效应力增加幅度减小。当压力达到22.60 kPa时,等效应力达到最大值,之后开始减小。

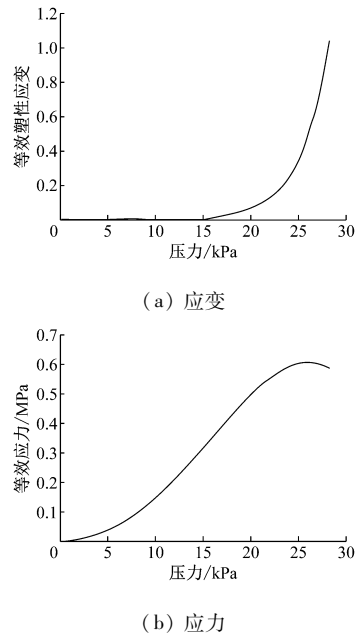


图4 鼓膜凸等效应力、应变曲线

Fig. 4 Umbo equivalent stress and strain curve

(a) Strain, (b) Stress

2.2 高压下镫骨足板应力、位移曲线

为观察加载过程中对镫骨足板的影响,提取镫骨足板沿长轴方向上节点(见图1)的应力和位移曲线。从图5(a)可以看出,镫骨足板在压力较小时,应力较小,且在长轴与短轴方向上各节点的应力大小基本相同。随着压力增加,当压力达到5.65 kPa时,应力大小出现分化,除镫骨足板中心位置节点外,其他节点基本上沿着轴向递增。从图5(b)可以看出镫骨足板的位移变化。同样在压力较小时,镫骨足板上各节点位移很小,且位移大小基本相同。但随着压力增加,当压力达到11.30 kPa时,位移大小出现分化,且沿着轴向呈递增趋势,长轴方向上位移增加更加明显。

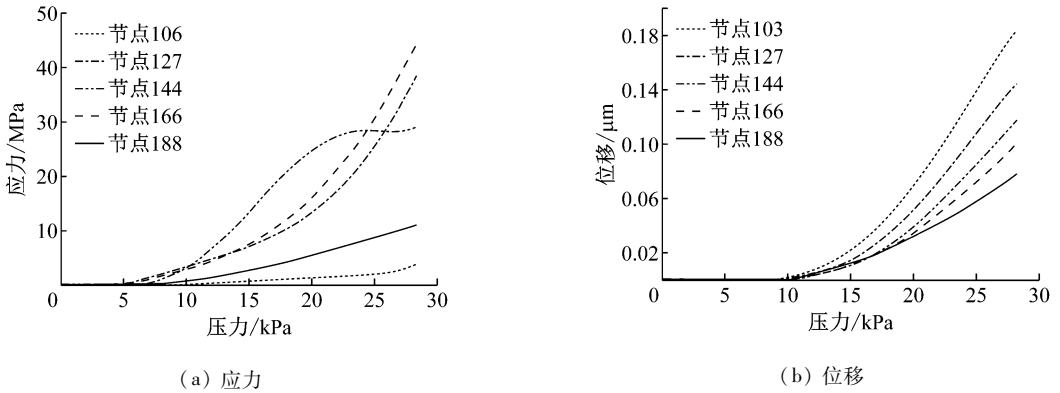


图5 镫骨足板节点应力和位移曲线

Fig. 5 Stapes footplate stress and displacement curve (a) Stress, (b) Displacement

2.3 不同增压速率对中耳结构受力的影响

为观察增压速率不同对中耳结构的影响,分别以 50、34、16 和 2 kPa/s 的速率加压,并提取关键部位的节点,观察其损伤情况。图 6 所示为不同速率下鼓膜凸和镫骨足板的受力情况。

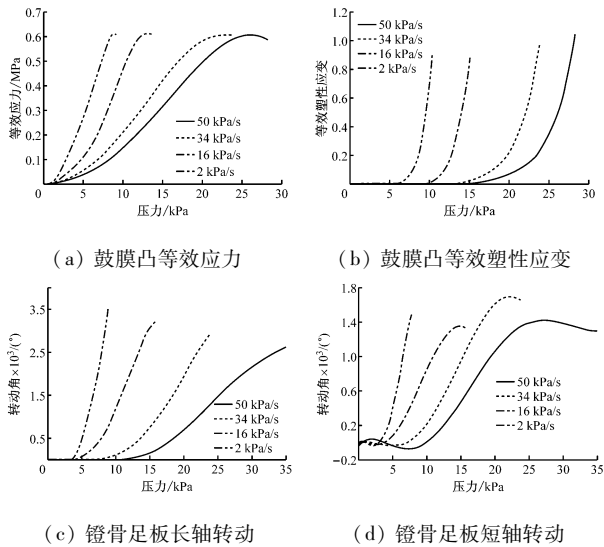


图6 不同速率下鼓膜凸和镫骨足板的受力情况

Fig. 6 Effects of umbo and stapes footplate at different rates

(a) Umbo equivalent stress, (b) Umbo equivalent plastic strain, (c) Stapes footplate rotation in long axis, (d) Stapes footplate rotation in minor axis

以不同速率加压,鼓膜出现损伤的时间也不一样。以 50 kPa/s 加压时,在压力达到 15.55 kPa 时出现损伤,在压力达到 22.60 kPa 时等效应力达到最大值。以 34 kPa/s 加压时,在压力达到 12.48 kPa 时出现损伤,在压力达到 18.26 kPa 时等效应力达

到最大值。以 16 kPa/s 加压时,在压力达到 9.04 kPa 时出现损伤,在压力达到 13.57 kPa 时等效应力达到最大值。以 2 kPa/s 加压时,在压力达到 5.23 kPa 时出现损伤,在压力达到 8.27 kPa 时等效应力达到最大值[见图 6(a)、(b)]。

镫骨足板在不同增压速率下的转动情况也不尽相同。以 50 kPa/s 快速加压时,镫骨足板转动增加迅速,在压力达到 29.70 kPa 后,镫骨足板短轴方向转动角不再增加。以 34 kPa/s 加压时,镫骨足板转动增加较慢;在压力达到 22.10 kPa 后,镫骨足板短轴方向转动角不再增加。以 16 kPa/s 慢速加压时,镫骨足板转动增加较慢;在压力达到 14.70 kPa 后,镫骨足板短轴方向转动角不再增加。以 2 kPa/s 缓慢加压时,镫骨足板转动增加缓慢;在压力达到 8.70 kPa 后,镫骨足板短轴方向转动角不再增加[见图 6(c)、(d)]。

3 讨论

3.1 高压对中耳结构的影响

为研究高压对中耳结构的影响,采用有限元模型模拟匀速增压时中耳结构损伤情况。材料参数采用试验数据拟合得到,在模拟中能较好反映生物材料的实际特性。模拟结果表明,对于鼓膜,随着压力的增加,当外耳道压力达到 15.55 kPa 时,出现损伤;当外耳道压力达到 22.60 kPa 时,等效应力达到最大值。在鼓膜径向上,随着压力的增加鼓膜凸附近先屈服,然后是鼓膜边缘处屈服;在鼓膜环向上,在锤骨柄与鼓膜连接处的节点应力和应变均比较

小,在其连接范围外的节点应力和应变比其他节点大。

对于镫骨足板,应力应变位移均随着压力的增加而增大,但是模拟过程只计算到鼓膜破坏,镫骨足板并没有出现损伤。在压力较小时,镫骨足板底面上应力较小,且整个底面应力大小基本相同。随着压力的增加,当外耳道压力达到 5.65 kPa 时,应力大小出现分化,除镫骨足板中心位置节点外,其他节点基本上沿着轴向递增。同样是在压力较小时,镫骨足板底面上位移很小,且做平动运动。但随着压力增加,当外耳道压力达到 11.30 kPa 时,位移大小出现分化,且沿着轴向呈递增趋势,长轴方向上位移增加更加明显,镫骨足板出现转动。

3.2 不同增压速率对中耳结构的影响

高压对中耳结构造成损伤,改变增压速率对中耳造成的损伤也有差异,造成差异的根本原因是由于生物材料本身的复杂性造成的,故在计算中不能忽略生物软组织材料的黏性。

本文模型中分别采用了 50、34、16 和 2 kPa/s 4 种速率加压,并提取鼓膜以及镫骨足板的结果进行分析。从图 6(a)、(b)中可以看出鼓膜的变化规律:增压速率大,出现损伤的时间短,造成损伤时的外耳道压力较大;增压速率小,出现损伤的时间长,造成损伤时的外耳道压力较小。鼓膜出现最大应力的规律与出现损伤的规律一致。由此可见,软组织的黏性行为导致鼓膜出现损伤时的时间不同,虽然降低加压速率可以延长鼓膜出现损伤的时间,但要防止鼓膜在较低压力时受损。

从图 6(c)、(d)中可以看出镫骨足板在不同增压速率下的转动情况。以 50 kPa/s 加压时,在压力达到 15.55 kPa 时出现损伤,此时转角为 $(2.103 \times 10^{-4})^\circ$,以 2 kPa/s 加压时,在压力达到 5.23 kPa 时出现损伤,此时的转角为 $(9.093 \times 10^{-4})^\circ$ 。假设引起耳蜗损伤的镫骨足板转角在这两个值之间,则符合胡正元等^[6]在豚鼠耳上所做试验;该试验发现,慢速增压过程中容易导致内耳出现损伤,快速增压则使得中耳损伤严重。从模拟结果来看,慢速增压到鼓膜受损时引起的镫骨足板转动幅度比快速增压时的转动幅度要大,故更容易引起内耳损伤。当鼓膜损伤到一定程度时,镫骨足板转角增加幅度开始减小;随着损伤的积累镫骨足板的转动趋于稳定,即

快速加压使得鼓膜先破坏,从而避免内耳受到损伤。

4 结论

本文通过建立人耳有限元模型研究高压对中耳造成的损伤,得出结论如下:

(1) 当外耳道压力达到某一值时,就会使中耳结构出现损伤,并且随着压力的增加损伤加重,最后使得鼓膜完全破坏,伤情不再增加。

(2) 在外耳道压力较小时,镫骨足板的运动主要为平动,当外耳道压力达到某一值时,镫骨足板出现转动。

(3) 中耳结构出现损伤与增压速率有关:以 50 kPa/s 快速增压时,在压力达到 15.55 kPa 时就会造成中耳损伤;以 2 kPa/s 慢速增压时,在压力达到 5.23 kPa 时就会造成中耳损伤。

(4) 慢速加压至中耳损伤时的镫骨足板转动角度,远大于快速加压时的镫骨足板转动角度。

综上所述,潜水时或者高压舱内的高压容易导致人耳出现损伤,在加压过程中要控制好增压速率。快速加压时要注意中耳的损伤,慢速加压时要注意内耳的损伤,从而避免听力受到影响。

参考文献:

- [1] VAHIDOVA D, SEN P, PAPESCH M, *et al.* Does the slow compression technique of hyperbaric oxygen therapy decrease the incidence of middle-ear barotraumas [J]. *J Laryngol Otol*, 2006, 120(6): 446-449.
- [2] FABIO M, ALBERTO A, ANGELO L, *et al.* Predictors of ear barotrauma in aircrews exposed to simulated high altitude [J]. *Avia Space Environ Med*, 2012, 83(6): 594-597.
- [3] SATO S, YOKOI H, FUKUTA S, *et al.* Morphological studies on middle ear barotrauma in guinea pigs [J]. *Nagoya J Med Sci*, 1997, 60(3-4): 109-117.
- [4] 温冬青, 顾昭, 郑学文, 等. 快速气压变化及呼吸纯氧对耳气压功能和听力的影响[J]. *科学技术与工程*, 2014, 14(20): 181-185.
- [5] 刘阳, 姜伟, 江平, 等. 豚鼠模拟 60 米潜水耳气压伤发生条件[J]. *海军总医院学报*, 2000, 13(3): 129-131.
- [6] 胡正元, 史秀凤, 范静平. 不同增压速率所引起的耳气压伤特征[J]. *声学技术*, 2004, 23(1): 25-28.
- [7] 梁之安, 冯俊明, 杨琼华. 压力波对听觉器官的致伤作用— I. 致伤部位和损伤特性[J]. *生理学报*, 1983, 35(4): 369-

- 377.
- [8] HÜTTENBRINK KN. The mechanics of the middle-ear at static air pressures: The role of the ossicular joints, the function of the middle-ear muscles and the behavior of stapedial prostheses [J]. *Acta Oto Laryngol*, 1988, 45(1): 1-35.
- [9] DIRCKX JJJ, DECRAEMER WF. Human tympanic membrane deformation under static pressure [J]. *Hear Res*, 1991, 51(1): 93-105.
- [10] DIRCKX JJJ, DECRAEMER WF. Area change and volume displacement of the human tympanic membrane under static pressure [J]. *Hear Res*, 1992, 62(1): 99-104.
- [11] GAIHEDE M. Mechanics of the middle ear system: Computerized measurements of its pressure-volume relationship [J]. *Auris Nasus Larynx*, 1999, 26(4): 383-399.
- [12] WANG XL, TAO C, GAN RZ. Finite-element analysis of middle-ear pressure effects on static and dynamic behavior of human ear [J]. *J Acoust Soc Am*, 2007, 122(2): 906-917.
- [13] 王学林, 龚义群, 凌玲, 等. 外耳道静压对声音传递和耳蜗输入影响数值分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2012, 31(3): 388-395.
- [14] 姚文娟, 李兵, 胡宝琳, 等. 置换部分听骨膈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.
- [15] 姚文娟, 程向东. 基于神经网络法反求耳结构弹性模量[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(1): 20-24.
- YAO WJ, CHENG XD. Inverse derivative of elastic modulus for human ear based on neural network [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(1): 20-24.
- [16] CHENG T, DAI C, GAN RZ. Viscoelastic properties of human tympanic membrane [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(2): 305-314.
- [17] STEER RW, LI YT, YOUNG LR, et al. Physical properties of the labyrinthine fluids and quantification of the phenomenon of caloric stimulation [R]. Cambridge: NASA, 1968: 409-420.
- [18] KONDRACHUK AV, SIRENKO SP, BOYLE R. Effect of difference of cupula and endolymph densities on the dynamics of semicircular canal [R]. *J Vestibul Res*, 2008, 18(2-3): 69-88.
- [19] 吴家林, 郑章清, 李翔, 等. 呼吸道正压开放咽鼓管组织张力和通气阻力测量及通气功能探讨[J]. *航天医学与医学工程*, 2004, 17(5): 345-349.
- [20] GAN RZ, WOODRUMER KJ. Human middle ear transfer function measured by double laser interferometry system [J]. *Otol Neurotol*, 2004, 25(4): 423-435.
- [21] KUROKAWA H, GOODE RL. Sound pressure gain produced by the human middle ear [J]. *Otolaryng Head Neck*, 1995, 113(4): 349-355.

· 致读者 ·

关于论著文稿中中、英文摘要的书写要求

文摘是以提供文献内容梗概为目的、不加评价和解释、简明确切地记述文献重要内容的短文。摘要应具有自明性和独立性,并拥有与一次文献同等量的主要信息。即不阅读全文就能获得必要的信息。它的详简程度取决于文献的内容,通常中文文摘以不超过 400 字为宜。应以第三人称的语气书写。不要使用“本人”、“作者”、“我们”等作为陈述的主语。

摘要的内容应包括四个要素,即目的、方法、结果、结论。(1)目的:指研究的前提和缘起,即为什么要作此项研究,可以有简单的背景材料。(2)方法:指研究所用的原理、对象、观察和实验的具体方法等。(3)结果:指研究的结果、效果、数据等,着重反映创新性的、切实可行的成果,包括本组研究中的重要数据。(4)结论:指对结果进行综合分析,逻辑推理得出的判断。有的可指出实用价值和推广价值;如有特殊例外的发现或难以解决的问题,可以提出留待今后深入探讨。英文摘要的内容与中文摘要的内容要求大体一致。

英文摘要要求做到语法正确,用词准确,与中文摘要对应,方法、结果可略详于中文摘要。