

文章编号:1004-7220(2017)01-0015-06

常压和高压环境下噪声对耳蜗的影响

马钰栋, 姚文娟, 崔存玉, 陈懿强

(上海大学 土木工程系, 上海 200444)

摘要: **目的** 探讨常压和高压环境下噪声对耳蜗的影响,用数值模拟方法弥补试验手段不足导致的噪声对耳蜗听力行为特征研究的缺失。**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,通过数值模拟方法模拟常压和高压环境中噪声对耳蜗的影响。**结果** 模型计算结果与文献中已报道的试验结果相吻合,验证了模型的正确性。当频率小于 5 kHz 时,常压和高压环境中噪声激励下基底膜位移基本一致;当频率大于 5 kHz 时,常压环境中噪声激励下基底膜位移逐渐减小,而高压环境中噪声激励下基底膜位移却持续增加。**结论** 高压环境中噪声对基底膜高频影响更加明显。数值模拟结果弥补了试验手段不足导致的噪声对人耳蜗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。

关键词: 耳蜗; 基底膜; 噪声激励; 高压; 数值模拟

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.01.003

Influence of noise under normal and high pressure environment on the cochlea

MA Yu-dong, YAO Wen-juan, CUI Cun-yu, CHEN Yi-qiang (*Department of Civil Engineering, Shanghai University, Shanghai 200444, China*)

Abstract: Objective To study the influence of noise under normal and high pressure environment on the cochlea, so as to make up for the defect caused by the lack of testing means to study the noise effect on behavioral characteristics of cochlear hearing by using numerical simulation method. **Methods** Based on CT scan images of healthy cochlea, and combined with self-programming, the three-dimensional finite element model of the cochlear spiral was established by using PATRAN software. Analysis on flow solid coupling frequency response and transient response was conducted by using NASTRAN software, and the impact of noise under normal and high pressure environment on the cochlea was numerically simulated. **Results** The calculated results were in agreement with the experimental results reported in the literature, which verified the correctness of the model. When the frequency was lower than 5 kHz, the basement membrane displacement by noise excitation under normal and high pressure environment was basically the same; when the frequency was higher than 5 kHz, the basement displacement by noise excitation under normal environment decreased gradually. **Conclusions** Under high pressure environment, the high-frequency noise shows a more obvious effect on the basilar membrane. The numerical simulation results can make up for the deficiency in studies about noise effect on characteristics of human cochlear hearing due to the lack of experimental methods, and provide new ideas and theoretical support for targeted experimental study of the cochlea in the future.

Key words: Cochlea; Basilar membrane; Noise excitation; High pressure; Numerical simulation

收稿日期:2016-04-12; 修回日期:2016-06-08

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:wjyao@shu.edu.cn。

在日常生活中,人耳往往会暴露在噪声污染环境中,例如城市高架桥梁旁边的小区居民、货运铁路附近房屋中的居民等。同样,潜水运动员经常在水下高压环境下工作,在该环境中存在着由各种潜水设备所造成的高噪音^[1-2]。因此,受到噪音的影响,人们经常会遇到听力下降等疾病的困扰。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、Corti 器等纤细精密的结构组成,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 Corti 器产生相应运动,最后由 Corti 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临床试验。对人耳蜗进行直接极限试验较为困难,故只有极少人耳蜗的间接试验数据^[3-4]。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。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,直观揭示噪声对人耳的影响,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。国内外已有许多专家和学者在耳临床医学、理论解析分析以及数值分析等方面展开了大量研究,并取得一定

的研究成果^[5-8],但还鲜有涉及噪声对螺旋耳蜗听力行为特征的数值模拟研究。

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(使用 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,结合中科院上海光源实验数据,并参考文献[9-11],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。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。

耳蜗结构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 8 节点六面体单元(Hex 8),12 个 6 节点五面体单元(Wedge 6);② 骨质螺旋板:7 804 个节点,3 438 个 8 节点六面体单元(Hex 8),28 个 6 节点五面体单元(Wedge 6);③ 淋巴液:138 509 个节点,124 970 个 8 节点六面体单元(Hex 8);④ 卵圆窗膜:126 个节点,100 个 4 节点四面体单元(Quad 4)。⑤ 圆窗膜:88 个节点,70 个 4 节点四面体单元(Quad 4)。

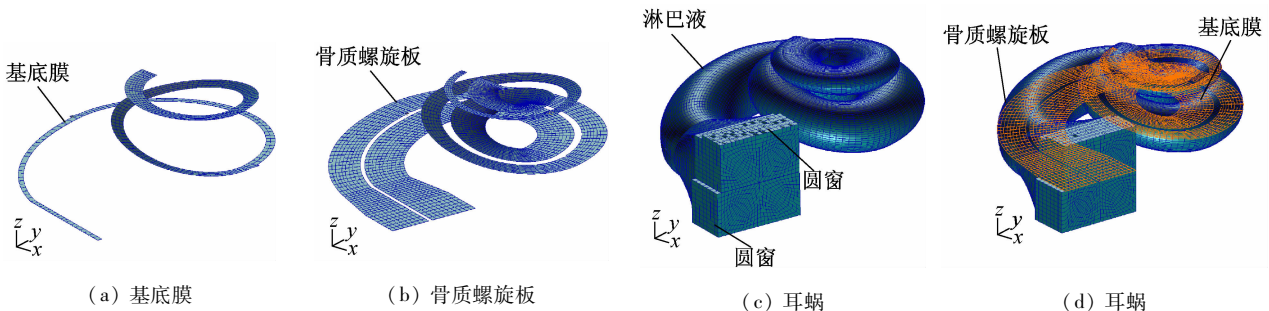


图 1 耳蜗有限元模型图

Fig. 1 Finite element model of the cochlea (a) Basilar membrane, (b) Osseous spiral lamina, (c) Cochlea, (d) Cochlea

1.2 材料属性

本模型的材料属性^[11-12]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 $\beta = 0.1 \mu\text{s}$ ^[13]。声学属性:外淋

巴液的速度为 1.4 km/s,密度为 $1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ ^[14-15]。

1.3 边界条件

① 卵圆窗上施加 110 dB (6.32 Pa) 激励,模拟纯音声压刺激(0.1~10.0 kHz);② 圆窗外边缘视

表1 耳蜗有限元模型材料属性

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

材料	弹性模量/MPa	密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	厚度/mm
基底膜	50 (底部)-15(中间)- 3(顶部)	1.2×10^3	0.007 5(底部)- 0.002 5(顶部)
骨质螺旋板	141	2.2×10^3	0.10
卵圆窗	40	1.2×10^3	0.10
圆窗	0.2	1.2×10^3	0.01

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^[16]、Stenfelt 等^[17]对人耳颞骨进行试验,通过在外耳道施加 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。

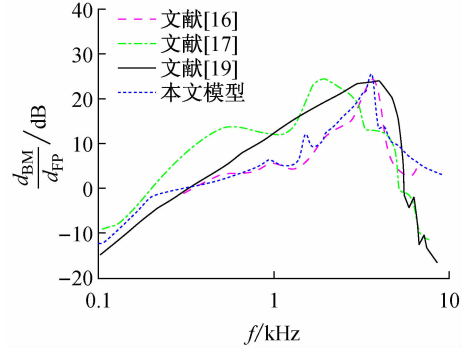
由于外耳和中耳的声压增益作用,本文在卵圆窗上施加 110 dB(6.32 Pa)声压激励,等价于在外耳道施加 90 dB 激励^[18],通过频率响应分析得到基底膜 12 mm 处与镫骨底板中心(卵圆窗的中心)处位移比值,通过瞬态响应分析得到两者相位差值,并与文献[16-17,19]中获得的试验数据进行对比(见图2)。

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文献[17]和[19]试验曲线之间;在 0.3~4.0 kHz 频率段,数值模拟曲线与文献[16]试验曲线相吻合;在 4~10 kHz 频率段,数值模拟曲线与文献[16]试验曲线逐渐偏离,但仍处于合理范围之内。本模型位移峰值出现在 3.65 kHz 处,与文献[16]试验曲线一致。根据 Greenwood^[20]给出的频率位点公式

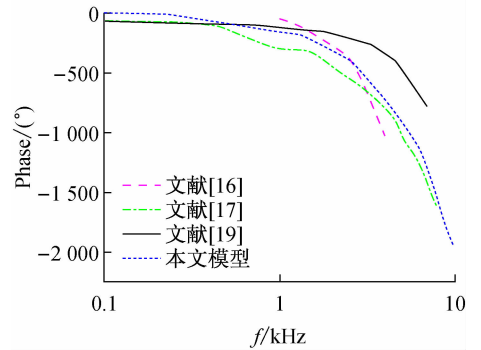
$$x = 35 - 16.71 \lg_{10}(0.006046f_m + 1) \quad (1)$$

计算可得,在 12 mm 处的特征频率为 3.777 kHz,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



(a) 基底膜处与卵圆窗位移比



(b) 基底膜与卵圆窗相位角差值

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

位角差值曲线稍高于文献[17]和[19]试验曲线;在 0.5~10.0 kHz 频率段,数值模拟曲线介于文献[17]和[19]试验曲线之间,其中在 1~4 kHz 频率段,数值模拟曲线与文献[16]试验曲线吻合较好。

综上所述,本文所建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文献中试验所得的曲线保持一致,故验证了本文所建有限元模型的合理性和正确性。

3 噪声对螺旋耳蜗影响

3.1 常压环境下噪声对耳蜗影响分析

现实生活中,人们往往暴露在噪声污染的环境中,例如居住在城市高架桥梁或货运铁路两侧的居民。为了对精细脆弱的人耳进行保护,就需要深入研究噪声对人耳的影响机制。常压环境下典型的噪

声频谱曲线^[21]如图3所示。

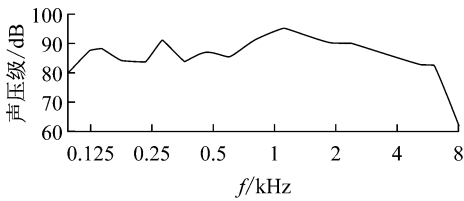


图3 典型噪声频谱曲线图^[21]

Fig. 3 Typical noise spectrum curve

在 PATRAN 中建立噪声场对耳蜗施加噪声激励,通过 NASTRAN 进行流固耦合计算后,得到的数值模拟结果(见图4)。在 1 kHz 附近基底膜位移最小,为 0.389 μm ;在 5 kHz 附近基底膜位移最大,为 0.980 μm 。由此可见,在噪声激励下,基底膜在低频时敏感度较低,在高频时敏感度较高。

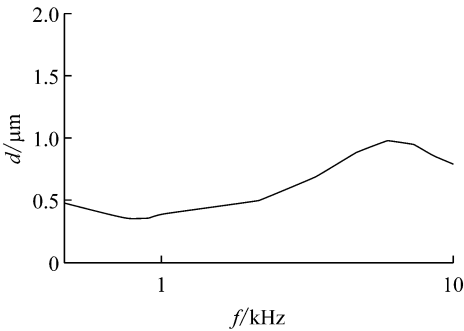


图4 常压环境中噪声激励下基底膜位移频率图

Fig. 4 Displacement frequency diagram of basilar membrane under noise excitation in normal environment

3.2 高压环境下噪声对耳蜗影响分析

潜水运动员经常在数百米深的水下高压环境下工作,在该环境下存在很高的噪音水平,高压环境下的噪声通常是由供气设备产生的气流造成的,高噪音水平声压值可以高达 120 ~ 190 dB,远远高于正常情况时 80 dB 的声压。根据 Simpson 等^[21]的试验数据,并结合常压情况下管道出口截面噪声频谱曲线^[22-24],可以得到高压环境下噪声频谱曲线(见图5)。由图5可知,高压环境下的噪声频谱特性与正常声音频谱特性不同。频率不同的声波不会产生干涉,即使这些不同频率成分的声波是由同一声源发出。但是,频率相同的声波会产生干涉,故噪声会影响与其频率相同的正常声音。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。因此,本文通过建立噪声场在 PATRAN 中对耳蜗施加噪声激励,并对耳蜗施加高压作用影响,通过 NASTRAN 进行流固耦合计算后,得到数值模拟结果(见图6)。随着频率的增加,基底膜位移不断增加。由此可见,在高压噪声环境中,基底膜对高频信号更加敏感,故人们往往对噪声感觉刺耳难忍。

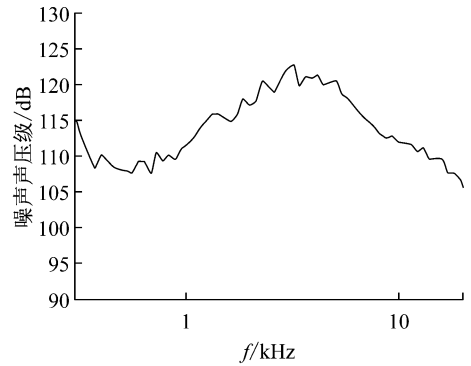


图5 高压环境下噪声频谱曲线

Fig. 5 Noise spectrum curve in high pressure environment

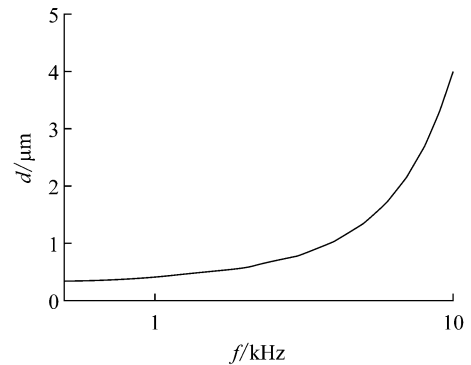


图6 高压环境中噪声激励下基底膜位移频率图

Fig. 6 Displacement frequency diagram of basilar membrane under noise excitation in high pressure environment

3.3 常压和高压环境下噪声影响对比

分别对常压环境和高压环境中噪声对人耳影响进行有限元数值模拟后,把模拟结果一同绘于图7中。当 $f < 5$ kHz 时,常压和高压环境中噪声激励下基底膜位移基本一致;当 $f > 5$ kHz 时,常压环境中噪声激励下基底膜位移逐渐减小,而高压环境中噪声激励下基底膜位移却持续增加,原因是由于在高压环境下,基底膜对于频率较高的信号比较敏感。常压环境中,基底膜对噪声最敏感频率在 5 kHz 附

近,而高压环境中,基底膜对噪声敏感频率范围高于 5 kHz。

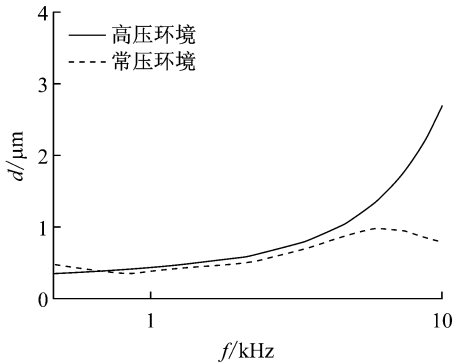


图7 常压和高压环境噪声激励下基底膜位移频率图

Fig.7 Displacement frequency diagram of basilar membrane under noise excitation in normal pressure and high pressure environment

4 结论

本文利用数值模拟方法对常压和高压环境中噪声对螺旋耳蜗行为特征展开研究。数值模拟结果发现,常压环境中,在噪声激励下,基底膜在低频时($f < 5$ kHz)敏感度较低,在高频时($f > 5$ kHz)敏感度较高,基底膜敏感度在 5 kHz 时为最大;高压环境中,在噪声激励下,随着频率的增加,基底膜位移不断增加,基底膜对高频信号更加敏感,故人在高压环境中往往会对噪声感觉更加刺耳难忍。对比常压和高压环境中噪声的影响可以发现,当 $f < 5$ kHz 时,常压和高压环境中噪声激励下基底膜位移基本一致;当 $f > 5$ kHz 时,常压环境中噪声激励下基底膜位移逐渐减小,而高压环境中噪声激励下基底膜位移却持续增加,高压环境中噪声对基底膜高频影响更加明显。本文数值模拟结果弥补了试验手段不足导致的噪声对人耳蜗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] KLINGMANN C, PRAETORIUS M, BAUMANN I, *et al.* Otorhinolaryngologic disorders and diving accidents: An analysis of 306 divers [J]. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2007, 264(10): 1243-1251.

[3] 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.

[4] MENDEL LL, KNAFELC ME, CUDAHY EA. Hearing function in a hyperbaric environment [J]. *Undersea Hyperb Med*, 2000, 27(2): 91-105.

[5] BÖHNKE F, ARNOLD W. 3D-finite element model of the human cochlea including fluid-structure couplings [J]. *J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 1999, 61(5): 305-310.

[6] 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.

[7] GAN RZ, REEVES BP, WANG X. Modeling of sound transmission from ear canal to cochlea [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(12): 2180-2195.

[8] 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.

[9] 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.

[10] GAN RZ, YANG F, ZHANG XM, *et al.* Mechanical properties of stapedial annular ligament [J]. *Med Eng Phys*, 2011, 33(3): 330-339.

[11] ZHANG XL, GAN RZ. A comprehensive model of human ear for analysis of implantable hearing devices [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2011, 58(10): 3024-3027.

[12] ZHANG XL, 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.

[13] 姚文娟, 李晓青, 李武, 等. 中耳病变及人工镫骨形体研究[J]. 医用生物力学, 2009, 24(2): 118-122.

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

[14] STEER RW, LI YT, YOUNG LR, *et al.* Physical properties of the labyrinthine fluids and quantification of the phenomenon of caloric stimulation [C]//Third Symposium on the Role of Vestibular Organs in Space Exploration. Ames:

- NASA, 1967: 409-420.
- [15] KONDRACHUK AV, SIRENKO SP, BOYLE R. Effect of difference of cupula and endolymph densities on the dynamics of semicircular canal [J]. *J Vestib Res*, 2007, 18(2): 69-88.
- [16] 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.
- [17] 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(1): 131-143.
- [18] 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.
- [19] KIM N, HOMMA K, PURIA S. Inertial bone conduction: Symmetric and anti-symmetric components [J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2011, 12(3): 261-279.
- [20] GREENWOOD DD. Critical bandwidth and the frequency coordinates of the basilar membrane [J]. *J Acoust Soc Am*, 1961, 33(10): 1344-1356.
- [21] SIMPSON ME, MACKENZIE J. Offshore Technology Report-Health and Safety Executive OTO. Noise exposure limits under hyperbaric conditions [R]. USA: HSE, 2000.
- [22] 洪宗辉, 潘仲麟. 环境噪声控制工程[M]. 北京: 高等教育出版社, 2001.
- [23] 姜根山, 安连锁, 田静, 等. 炉管泄漏口喷流噪声的辐射特性[J]. *中国电机工程学报*, 2010, 30(29): 24-29.
- [24] 覃峰, 陈江平, 陈芝久, 等. 低转速风机管道系统的噪声频谱特性分析[C]//第三届制冷空调新技术研讨会. 杭州: 中国制冷协会, 2005.

《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由中华人民共和国教育部主管、上海交通大学主办,是国内唯一一本公开发行人,以积极反映生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、生、理、工各学科相互了解和合作为目的的学术性刊物。报道内容主要包括生物力学领域中有关力学生物学、器官-组织生物力学、细胞-亚细胞-分子生物力学、感觉系统生物力学、骨骼肌肉系统生物力学、航空航天生物力学、颌面口腔生物力学、呼吸系统生物力学、康复工程生物力学、心血管系统生物力学、血液流变学、医用材料生物力学、运动医学生物力学等的研究论文。本刊为中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊);美国《化学文摘》、俄罗斯《文摘杂志》、荷兰《文摘与引文数据库》来源期刊;2015年入选北京大学图书馆《中文核心期刊要目总览》(2014年版)。

本刊为双月刊,每双月25日出版,16开本,96页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期15.00元,全年90.00元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或通过邮政“11185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号200011

电话:(021)53315397;传真:(021)63137020;电子信箱:shengwulixue@163.com

网址:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn