

数值模拟人双耳感受体位变化的机制

沈 双¹, 郑庆印¹, 孙秀珍², 于 申^{3a}, 刘迎曦^{3a}, 刘文龙^{3b}, 王文君¹, 王慧美¹

(1. 滨州医学院 特殊教育学院, 烟台 264003; 2. 大连医科大学第二临床学院 耳鼻咽喉科, 大连 116025;

3. 大连理工大学 a. 工业装备结构分析国家重点实验室, b. 信息与通信工程学院, 大连 116024)

摘要: **目的** 探究双耳3对半规管在感受有角运动时力学行为表达的规律。**方法** 采用有限元法数值模拟一例健康人头部水平正弦转动时左、右耳3对半规管的力学响应。**结果** 各平衡感受器嵴顶局部位移响应随着嵴顶位置改变而变化,但是3对嵴顶的体积应变响应是规律的,每对嵴顶均以与激励相同的频率等幅度膨胀或收缩。水平、前、后半规管3个嵴顶的体积应变幅值绝对值的比值恒定,近似为1.00:0.80:1.72。此外,水平半规管和前半规管嵴顶体积应变响应的相位相同,且与头转动速度的相位约相差14.4°,与后半规管嵴顶体积应变响应的相位相差180°。**结论** 嵴顶体积应变可以较好地表征3对半规管感受有角运动的规律,其幅值、频率和相位可以分别反映刺激角速度的幅值、频率和相位,这一规律为进一步建立前庭眼反射的数量依存关系奠定基础,同时为眼震检查定量评估前庭功能提供理论依据。

关键词: 有限元分析; 半规管; 体积应变; 平衡机制

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.01.002

The mechanism of sensing postural changes in human ears by numerical simulation

SHEN Shuang¹, ZHENG Qing-yin¹, SUN Xiu-zhen², YU Shen^{3a}, LIU Ying-xi^{3a}, LIU Wen-long^{3b}, WANG Wen-jun¹, WANG Hui-mei¹ (1. School of Special Education, Binzhou Medical University, Yantai 264003, China; 2. Department of Otorhinalaryngology, the Second Affiliated Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116025, China; 3. a. State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, b. School of Information and Communication Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China)

Abstract: Objective To study the general mechanical behavior pattern of sensing angular velocity by 3 pairs of human semicircular canals. **Methods** Sinusoidal head rotation of a healthy subject was simulated by finite element method to analyze the dynamic responses in the above 3 pairs of canals in the left and right inner ear. **Results** Compared with the complicated node displacement distribution, the volumetric strain distribution of cupula was regular. Specifically, each pair of cupulae expanded or contracted within the same amplitude with the same response frequency to the angular velocity. The ratio of absolute volumetric strain among the horizontal semicircular canal cupula (HC cupula), the anterior semicircular canal cupula (AC cupula), and the posterior semicircular canal cupula (PC cupula), was approximately 1.00:0.80:1.72, which kept constant. In addition, the volumetric strain of HC cupula was in phase with that of AC cupula, but showing 14.4° out of phase with the

收稿日期: 2016-01-29; 修回日期: 2016-03-30

基金项目: 国家自然科学基金项目(11372069, 11472074, 81271085, 31500765, 11572079, 81530030), 泰山学者科研基金(tshw20110515), 山东省医药卫生科技发展计划项目基金(2014WS0483), 滨州医学院科研启动基金项目(BY2014KYQD20), 滨州医学院大学生科技创新项目(BY2014DKCX042)。

通信作者: 沈双, 讲师, E-mail: shenshuangdlut@163.com; 孙秀珍, 教授, E-mail: xzsundl@163.com。

angular velocity, and 180° out of phase with that of PC cupula. **Conclusions** The volumetric strain of cupula can preferably characterize the directional coding function of semicircular canal, and the amplitude, frequency and phase of the cupular volumetric strain can encode those of the stimulated angular velocity, respectively. These results will lay the foundation for establishing quantitative relationship of vestibulo-ocular reflex, and provide theoretical references for quantitative assessment for vestibular function by nystagmus examination.

Key words: Finite element analysis; Semicircular canal; Volumetric strain; Equilibrium mechanism

机体平衡的维持和定向功能的正常发挥依赖于左右侧内耳同时感受外界体位的变化刺激,并将环境刺激转化为神经冲动,再传导至眼外肌、四肢肌等部位,这个过程十分复杂。双耳规律换能是视网膜成像稳定、四肢肌动作协调的前提。人体运动平衡功能的定量测试与评价在许多疾病的诊断与评判中起着至关重要的作用^[1]。然而量表法定量性较差,测力平台和三维运动捕捉系统设备昂贵且对实验环境要求高,这些方法均未能定量地建立内耳机械换能和编码规律。以往的研究认为,半规管的大小、形状和空间方位均与其感受头转动功能的实现密切相关^[2-4]。

体位变化时内耳膜迷路中的力学响应与平衡功能关系的数量依存关系受到研究者的广泛关注。Lorenté^[5]描述了头阶跃式转动时半规管中内淋巴液的流动状态,但是这个简易模型没有分析平衡感受器的响应。Steinhausen 等^[6]建立了单个水平半规管的宏观力学模型,其中半规管被描述成为一个扭摆,成功塑造了半规管的惯性、黏度以及弹性等属性。在后续的很多研究中,扭摆模型常被用来研究半规管结构与功能量化关系,定量描述平衡感受器嵴顶的位移响应规律^[7-9]。Rabbit^[10]通过扭摆数学模型分析了双耳半规管对主方向编码的敏感度。扭摆模型的缺点是不适合分析复杂头位变化激励的情况,很少用来同时分析左、右内耳中的生物力学响应。随着计算机科学技术的发展,利用有限元法研究复杂体位变化时单个半规管和3个半规管的生物力学响应已被广泛采用;半规管有限元模型的建立描述了系统的质量、刚度和阻尼等参数,使得半规管的物理和几何参数最接近实际情况。Selva 等^[11]和 Wu 等^[12]详细分析了头阶跃式转动时单个水平半规管中内淋巴液和嵴顶运动的相互作用规律, Boselli 等^[13]获得了正弦转动时单个水平半规管前庭和壶腹内淋巴液流动响应,沈双等^[14]采用欧拉-拉格朗

日法研究了头匀速转动和正弦转动时左、右耳3对半规管中复杂的内淋巴液流动和嵴顶运动相互作用规律。此外,除了开展生物力学数值模型研究,实验方法也被广泛用来探究嵴顶位移响应的规律及其平衡机制^[7,15]。然而,尽管对半规管中内淋巴液的流动形式、感受器嵴顶的变形方式和感觉纤毛的放电模式已有所了解,3对半规管感受体位变化的定量机制始终未被很好地认识;在感受任意体位变化的过程中,它们所扮演的角色是否有规律可寻仍然需要进一步探究。众所周知,现有的临床检查手段和设备均无法直接定量评定外周前庭系统的功能状态,而是要依靠前庭眼动反射等神经通路开展间接定性评定。因为外周前庭系统感受体位变化的量化规律不明确,前庭眼动量化模型也无法建立,从而无法间接定位、定量评定前庭功能的状态。因此,通过建立生物力学模型探讨外周前庭系统感受体位变化的规律成为重要目标。

本文重建了一例平衡功能正常的人左、右耳几何模型,采用有限元方法详细地描述头水平正弦转动时左、右耳3对平衡感受器嵴顶局部位移和体积应变的响应规律,初步建立3对半规管感受体位变化的机制。

1 方法

右耳几何参数取自文献[16]中通过组织切片技术获取的一例正常67岁女性志愿者,该志愿者无耳疾病史,解剖结构无异常。右耳几何重建过程、重建模型的可靠性分析、网格敏感度分析参考文献[17]。依据左耳与右耳沿着矢状位对称,利用通用软件 ADINA 8.7 (ADINA R&D Inc., 美国)建立左耳数值模型(见图1)。膜迷路上部包括3个半规管和椭圆囊。其中,膜迷路壁面采用三角形壳单元进行网格剖分,壳的厚度为 $30\ \mu\text{m}$ ^[18];嵴顶采用四面体固体单元进行网格剖分;内淋巴空间采用四面体流体单元进行网格剖分,网格密度为 $100\ \mu\text{m}$ 。

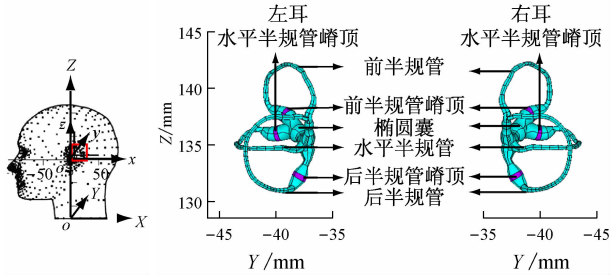


图1 人双耳膜迷路上部几何重建模型

Fig. 1 Reconstructed geometric model of membranous labyrinth for human ears

在头位变化的牵引下,内淋巴液和平衡感受器嵴顶的耦合作用十分复杂。在本模型中,将嵴顶描述为大位移、小应变结构,控制嵴顶和膜迷路壁面运动的 Navier 方程为

$$\rho^s \frac{\partial^2 d}{\partial t^2} = \nabla \cdot \sigma_s \quad (1)$$

式中: ρ^s 为密度; d 为位移张量; t 为时间; σ_s 为应力张量,可表示为

$$\sigma_s = 2\mu \varepsilon + \lambda \text{tr}(\varepsilon) \mathbf{I} \quad (2)$$

式中: ε 为应变张量; \mathbf{I} 为单位矩阵; μ 和 λ 为拉梅常数,其公式为

$$\mu = E/[2(1 + \nu)] \quad (3)$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} \quad (4)$$

式中: E 为弹性模量, ν 为泊松比。通常情况下,基底膜处于封闭状态^[19],膜迷路上部自形成一密闭系统,因而将内淋巴液描述为微可压缩牛顿流体,控制内淋巴液流动的 Navier-Stokes 方程为

$$\rho_0^f \left(\frac{\partial p}{\partial t} + (\mathbf{v} - \mathbf{w}) \cdot \nabla p \right) + \rho^f \nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (5)$$

$$\rho_0^f \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \rho_0^f (\mathbf{v} - \mathbf{w}) \cdot \nabla \mathbf{v} - \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} = \mathbf{f}^B \quad (6)$$

$$\rho^f = \rho_0^f (1 + p/\kappa_f) \quad (7)$$

式中: ρ^f 为压强等于0时内淋巴液的参考密度, κ_f 为液体的体积模量, p 为压强, \mathbf{v} 为流体速度张量, \mathbf{w} 为网格速度, $\boldsymbol{\tau}$ 为流体应力张量, \mathbf{f}^B 为单位体积力。内淋巴液的初始压强和参考压强设置为0。基于牛顿流体假设,内淋巴液应力张量 $\boldsymbol{\tau}$ 可以表示为

$$\boldsymbol{\tau} = -p\mathbf{I} + \mu_f (\nabla \mathbf{v} + \nabla \mathbf{v}^T) \quad (8)$$

式中: μ_f 为内淋巴液的动力黏度。与此同时,在所有液固耦合界面,将满足位移和速度连续以及力的平衡条件:

$$d^f = d^s \quad (9)$$

$$\partial d^f / \partial t = \partial d^s / \partial t \quad (10)$$

$$\mathbf{n}^f \boldsymbol{\tau}^f = \mathbf{n}^s \boldsymbol{\sigma}^s \quad (11)$$

式中: f 表示内淋巴液, s 表示固体, \mathbf{n} 为液固耦合界面单位外法线向量。

膜迷路壁面因细小的纤维丝固定在骨迷路壁面上,因此将只发生牵连运动,且与头转动同步。本文分析的工况为头绕 Z 轴水平正弦转动,转动振幅为 $25^\circ/\text{s}$,频率为 2 Hz ,初始时刻头位于正立位,相位为 0 ,以此作为系统的边界和载荷条件,施加在膜迷路壁面上。并且,在第1个周期进行渐进加载,避免不连续问题以及提高数值计算的稳定性,加快收敛。所施加的载荷如图2所示。此外,本文所建立的前庭半规管有限元模型中,结构的材料属性绝大部分引自文献(见表1),但是内淋巴液的体积模量和膜迷路壁面的密度除外。内淋巴液的体积模量假设与水相同,为 2.07 GPa ;膜迷路壁面的密度假设为 $1 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 。

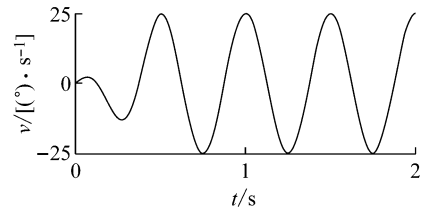

 图2 头正弦水平转动速度 ($\pm 25^\circ/\text{s}$, 2 Hz)

Fig. 2 Horizontal sinusoidal rotation velocity of the head

表1 壶腹嵴嵴顶、内淋巴液以及膜性管壁的物理性质

Tab. 1 Physical properties of the cupula, endolymph and membranous labyrinth wall

参数	数值	参数	数值
内淋巴液参考密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$) ^[20]	10^3	嵴顶泊松比 ^[22]	0.48
内淋巴液动力黏度/ ($\text{mPa} \cdot \text{s}$) ^[20]	0.85	膜迷路壁面厚度/ μm ^[18]	30
内淋巴液体积模量/GPa	2.07	膜迷路壁面密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	10^3
嵴顶密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$) ^[21]	10^3	膜迷路壁面弹性模量/ Pa ^[23]	900
嵴顶弹性模量/GPa ^[22]	5	膜迷路壁面泊松比 ^[23]	0.50

2 结果

在惯性和内淋巴液流动的驱动下,嵴顶的变形运动比较复杂。一个水平正弦转动周期内,嵴顶整

体上按照正弦规律摆动,频率与头旋转刺激相同,但是不同位置的变形幅度和相位不一致,即峰顶各点的振幅和相位沿轴向和径向不断变化(见图3)。这

种现象与 Selva 等^[11]的研究结果相似。本文的数值结果已经在前期发表的论文中进行了可靠性分析^[24],故可以验证本文数值分析的结果是可信的。

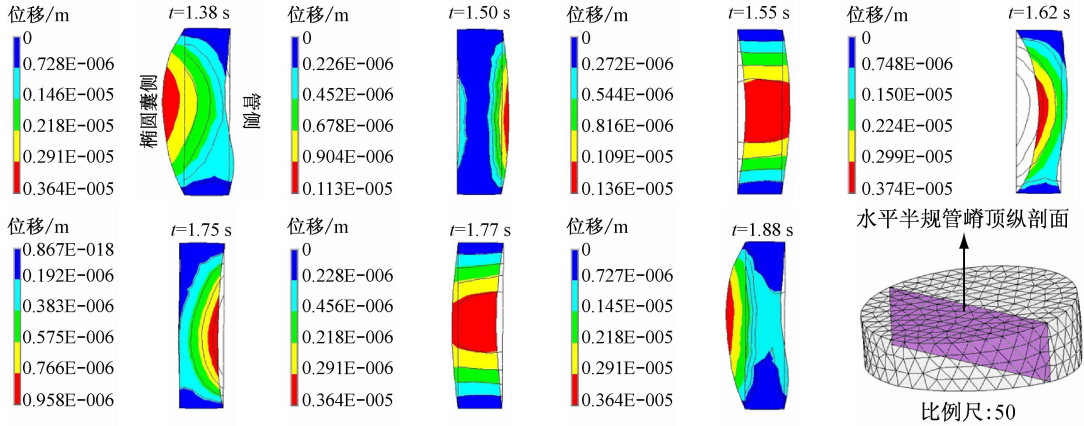


图3 右耳水平半规管嵴顶位移云图

Fig. 3 Displacement contour plots of the right horizontal semicircular canal cupula

分别在右耳水平、前、后半规管嵴顶的椭圆囊侧表面和管侧表面中心处选取节点(见图4),进一步提取这些节点的位移时间历程曲线(见图5)。其中,水平半规管嵴顶节点位移偏向椭圆囊侧为正,偏向管侧为负,两垂直半规管嵴顶表面节点位移偏向管侧为正,偏向椭圆囊侧为负。

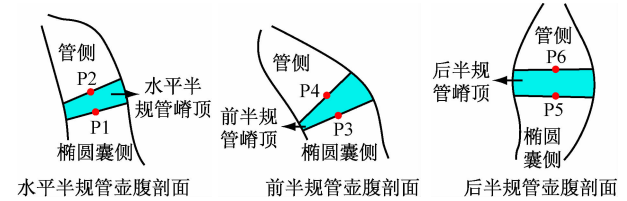


图4 嵴顶节点位置分布示意图

Fig. 4 Schematic of point distributions on the cupulae

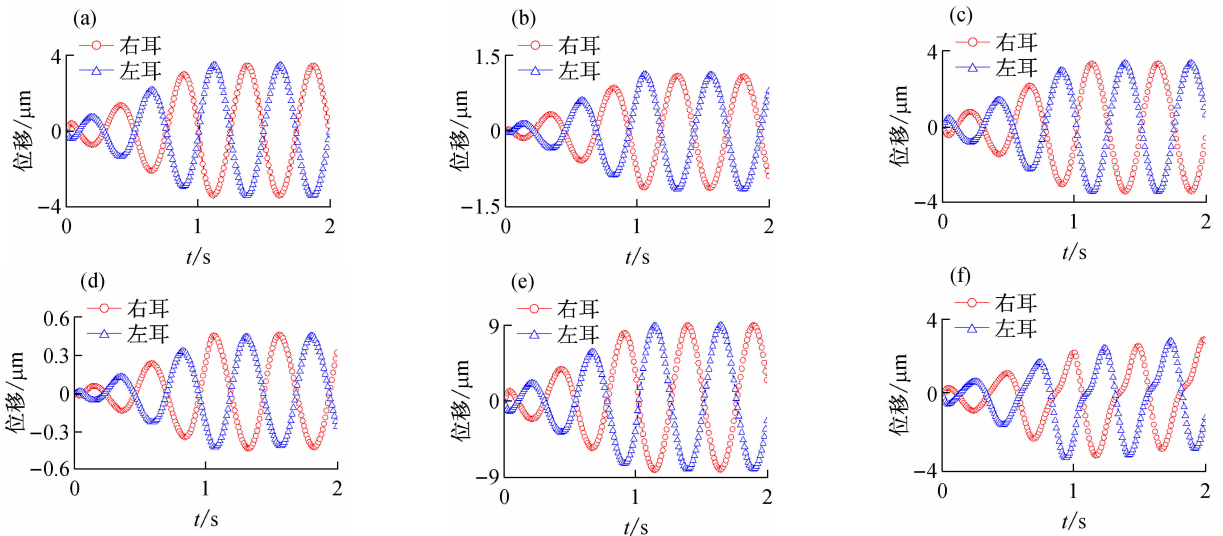


图5 头水平正弦转动左耳与右耳嵴顶位移时程响应 (a)水平半规管嵴顶椭圆囊侧表面节点响应,(b)水平半规管嵴顶管侧表面节点响应,(c)前半规管椭圆囊侧表面节点响应,(d)前半规管嵴顶管侧表面节点响应,(e)后半规管嵴顶椭圆囊侧表面节点响应,(f)后半规管嵴顶管侧表面节点响应。

Fig. 5 Time history of cupular displacement during head horizontal rotation (a), (b) Responses of nodes on the utricle side surface and on the canal side surface of the horizontal semicircular canal cupula, respectively, (c), (d) Responses of nodes on the utricle side surface and on the canal side surface of the anterior semicircular canal cupula, respectively, (e), (f) Responses of nodes on the utricle side surface and on the canal side surface of the posterior semicircular canal cupula, respectively

结合图3、5可知,头部在进行正弦转动时,水平半规管椭圆囊侧表面变形幅度较管侧表面大,其中水平半规管椭圆囊侧表面节点位移响应振幅为 $3.63\ \mu\text{m}$,管侧表面节点响应振幅仅为 $1.3\ \mu\text{m}$,且椭圆囊侧表面节点较管侧表面节点响应相位提前 57° 。此外,同侧3个嵴顶位移响应的振幅和相位不全相同。右耳水平和前半规管嵴顶响应的振幅均为 $3.63\ \mu\text{m}$,但后半规管嵴顶响应的振幅达到了 $8.7\ \mu\text{m}$ 。右耳水平与前半规管嵴顶响应相位相差 36° ,前、后半规管嵴顶响应相位相差 158° 。左、右耳对称节点位移响应幅值相等,相位相差 180° 。

嵴顶在形变的过程中,体积会发生微小的变化,可将每个嵴顶的体积应变用来进一步考查嵴顶形变的综合效应。图6给出了各嵴顶体积应变的时程响应,体积膨胀为正,收缩为负。嵴顶体积应变的定义为

$$\Delta V = (V_t - V_0) / V_0 \quad (12)$$

式中: V_t 为任意时刻的每个嵴顶的体积, V_0 为初始时刻体积。由图6可知,相对于嵴顶局部位移的不规则性,嵴顶体积应变响应体现出了统一的模式。

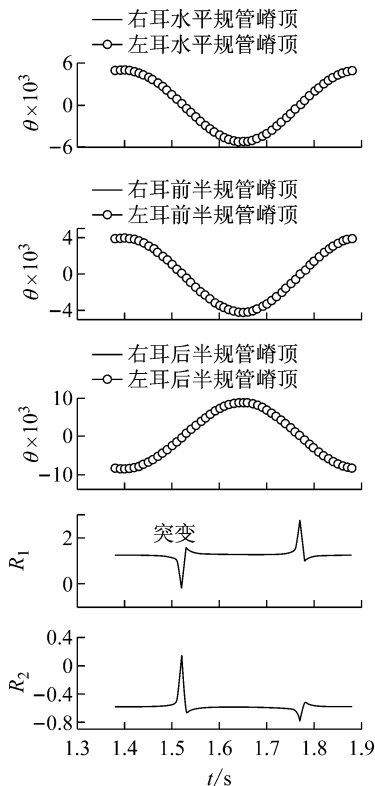


图6 嵴顶体积应变时程响应

Fig. 6 Time history of cupular volumetric strain

当半规管受到正弦体位变化刺激,3对嵴顶体积应变响应同样以相同的频率呈正弦规律变化。首先,左、右耳对称嵴顶将同时膨胀或者收缩,且幅度相等。其次,水平半规管嵴顶较前半规管嵴顶体积应变幅值大,但是较后半规管嵴顶体积应变响应幅值小,三者的比值恒定,近似为 $1.00:0.80:1.72$ 。任意时刻水平半规管嵴顶体积应变比前半规管嵴顶体积应变(R_1),或水平半规管嵴顶体积应变比后半规管嵴顶体积应变(R_2),在体积应变符号发生变化时,比值有突变。造成这种现象的原因是在这些时刻,嵴顶的体积应变很小,导致比值的分母变小,从而产生了突变。更为重要的是,3对嵴顶体积应变响应相位变化规律彼此一致。水平、前半规管嵴顶体积应变响应相位相等,较转动速度相位相差 14.4° ,较后半规管嵴顶响应相位相差 180° 。

3 讨论

角速度传感器位于半规管当中。每个膜半规管壶腹部分被嵴顶阻断,壶腹嵴上遍布感觉纤毛,感觉纤毛的顶部则插入嵴顶中,跟随嵴顶运动。当嵴顶产生变形运动时,感觉纤毛则发生弯曲,释放介质,将机械能转化为化学能,从而使得半规管起到换能的作用。化学信号将通过突触进一步传递给神经末梢,形成神经电活动,传入各级前庭中枢,继而传至眼肌、四肢肌等处。嵴顶的形变与纤毛的换能关系被认为成正相关^[7]。建立体位变化嵴顶的形变规律则可掌握半规管感受体位变化的机制。

研究表明,体位变化时,左、右耳6个嵴顶的变形特征十分复杂,管侧表面和椭圆囊侧表面形变既不同步也不等幅。由于感觉纤毛沿壶腹嵴散布排列,嵴顶的节点位移响应仅仅能代表局部感觉纤毛的偏转程度,从而间接诱发复杂的生物电信号。鉴于嵴顶节点位移响应规律的复杂性,很难将此特征量作为半规管方向定位的依据。与此同时,从前庭传递至眼肌、四肢肌等处的生物电信号将是所有感觉纤毛换能作用后的综合效果,故有必要研究嵴顶的综合形变规律。

嵴顶体积应变是嵴顶形变的综合体现,能够反映感觉纤毛偏转换能的综合效应,间接反映诱发生物电的综合效应,继而反映眼肌、四肢肌等肌电位的综合效应,起到维持视网膜成像稳定和机体平衡的

功能。由本文结果可知,左、右耳 3 对嵴顶体积应变响应幅值、频率、相位 3 个重要特征参数的规律具有统一模式。首先,每对嵴顶等幅同步膨胀或者收缩,表明左、右耳感觉纤毛的综合效应相同,将被同时等幅度刺激或者抑制,产生相等的换能效应。其次,任意角加速度激励,3 对半规管嵴顶体积应变响应幅度比值相等,约为 1.00:0.80:1.72,三者的相位差和频率一致,表示 3 对嵴顶在感受有角运动时的角色是按照一定方式发挥作用。例如,在水平转动时,3 对嵴顶的体积应变之比恒定为 1.00:0.80:1.72,嵴顶体积应变的频率等于刺激角速度的频率,而 3 对嵴顶体积应变的相位相同,可以反映出刺激角速度的相位。当体位变化激励的方向、频率或相位发生变化时,对应的 3 对嵴顶体积应变的幅值之比、频率和相位则会发生相应的改变,内耳半规管以这种方式进行有效换能和进行方向编码。

总体来说,在正常情况下,每一个嵴顶的体积应变响应均可以表征刺激角速度的振幅和频率,三者表征的规律一致,可以更好地作为半规管方向编码的特征量。具体而言,每个嵴顶体积应变响应的幅值、频率和相位将可分别编码刺激角速度的幅值、频率和相位。当疾病导致内耳解剖结构或功能发生异常,3 对半规管方向编码的协调性将会被破坏,从而出现平衡失调的特征。前庭眼动定量关系和临床常见疾病半规管方向编码的特点,需要进一步开展深入研究。

4 结语

本文采用有限元方法对内耳前庭半规管开展生物力学模型研究,结果分析改变了以往惯用的处理方式,即通过引入嵴顶体积应变,从复杂的节点位移响应中分析了左、右耳 3 对嵴顶感受体位变化的规律性,提示在今后的研究中,体积变更适合探索感受器的功能机制,也更能够反映感受器功能的集总效应。在此基础上,进一步建立前庭眼动量化模型将成为可能。

参考文献:

[1] 陈金灵,顾冬云. 轻便低成本型人体平衡功能测量系统研究与开发进展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 671-676.

- CHEN JL, GU DY. Research progress on the light-weight and low-cost systems for human motion balance measurement [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 671-676.
- [2] EKDALE EG. Form and function of the mammalian inner ear [J]. *J Anat*, 2016, 228(2): 324-337.
- [3] RIDDELL CD. Functional morphology of the vestibular end organs in the red-eared slider turtle, *trachemys scripta elegans* [D]. Athens: Ohio University, 2014.
- [4] KIM DK, KIM DR, JEONG S, et al. Analysis of the coplanarity of functional pairs of semicircular canals using three-dimensional images reconstructed from temporal bone magnetic resonance imaging [J]. *J Laryngol Otol*, 2015, 129(5): 430-434.
- [5] LORENTÉ DE NÓ R. Contribucion al estudio matematico del organo del equilibrio [J]. *Trabajo Publicado En La*, 1927, 7: 202-206.
- [6] STEINHAUSEN W. Über den Nachweis der Bewegung der Cupula in der intakten Bogengangampulle des Labyrinthes bei der natürlichen rotatorischen und calorischen Reizung [J]. *Pflügers Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere*, 1931, 228(1): 322-328.
- [7] RABBITT RD, BRENNEMAN KD, KING C, et al. Dynamic displacement of normal and detached semicircular canal cupula [J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2009, 10(4): 497-509.
- [8] OMAN CM, MARCUS EN, CURTHOYS IS. The influence of semicircular canal morphology on endolymph flow dynamics: An anatomically descriptive mathematical model [J]. *Acta Otolaryngol*, 1987, 103(1-2): 1-13.
- [9] LASKER DM, HAN GC, HONG JP, et al. Rotational responses of vestibular-nerve afferents innervating the semicircular canals in the C57BL/6 mouse [J]. *J Assoc Res Otolaryngol*, 2008, 9(3): 334-348.
- [10] RABBITT RD. Directional coding of three-dimensional movements by the vestibular semicircular canals [J]. *Biol Cybern*, 1999, 80(6): 417-431.
- [11] SELVA P, MORLIER J, GOURINAT Y. Toward a three-dimensional finite-element model of the human inner ear angular accelerometers sensors [J]. *Int J Comput Vis Biomech*, 2010, 3(2): 149-156.
- [12] WU CQ, HUA C, YANG L, et al. Dynamic analysis of fluid-structure interaction of endolymph and cupula in the lateral semicircular canal of inner ear [J]. *J Hydrodyn*, 2011, 23(6): 777-783.
- [13] BOSELLI F, OBRIST D, KLEISER L. Vortical flow in the utricle and the ampulla: A computational study on the fluid dynamics of the vestibular system [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2013, 12(2): 335-348.

- [14] 沈双, 赵扬, 孙秀珍. 数值模拟前庭系统膜迷路的生物力学响应[J]. 医用生物力学, 2010, 25(3): 169-174.
 SHEN S, ZHAO Y, SUN XZ. Numerically simulating the biomechanical response to membranous labyrinth in the vestibular system [J]. J Med Biomech, 2010, 25(3): 169-174.
- [15] MCLAREN JW, HILLMAN DE. Displacement of the semicircular canal cupula during sinusoidal rotation [J]. Neuroscience, 1979, 4(12): 2001-2008.
- [16] IFEDIBA MA, RAJGURU SM, HULLAR TE, *et al.* The role of 3-canal biomechanics in angular motion transduction by the human vestibular labyrinth [J]. Ann Biomed Eng, 2007, 35(7): 1247-1263.
- [17] 沈双, 孙秀珍, 刘迎曦. 人内耳前庭系统膜迷路流固耦合数值模拟[J]. 力学学报, 2010, 42(3): 415-421.
- [18] RABBITT RD, DAMIANO ER, GRANT JW. Biomechanics of the semicircular canals and otolith organs [M]//The vestibular system. HIGHSTEIN SM, FAY RR, POPPER AN, Editors. USA: Springer, 2004: 153-201.
- [19] SCHUKNECHT HF, BELAL AA. The utriculo-endolymphatic valve: Its functional significance [J]. J Laryngol Otol, 1975, 89(10): 985-996.
- [20] RAJGURU SM, IFEDIBA MA, RABBITT RD. Three-dimensional biomechanical model of benign paroxysmal positional vertigo [J]. Ann Biomed Eng, 2004, 32(6): 831-846.
- [21] KASSEMI M, DESERRANNO D, OAS JG. Fluid-structural interactions in the inner ear [J]. Comput Struct, 2005, 83(2-3): 181-189.
- [22] SELVA P, OMAN CM, STONE HA. Mechanical properties and motion of the cupula of the human semicircular canal [J]. J Vestib Res, 2009, 19(3-4): 95-110.
- [23] YAMAUCHI A, RABBITT RD, BOYLE R, *et al.* Relationship between inner-ear fluid pressure and semicircular canal afferent nerve discharge [J]. J Assoc Res Otolaryngol, 2002, 3(1): 26-44.
- [24] SHEN S, SUN X, YU S, *et al.* Numerical simulation of the role of the utriculo-endolymphatic valve in the rotation-sensing capabilities of semicircular canals [J]. J Biomech, 2016, 49(9): 1532-1539.