

文章编号: 1004-7220(2022)05-0895-07

人内耳半规管嵴顶时间常数的定量分析

吴翔¹, 沈双², 刘文龙^{3a}, 徐航¹, 于申^{3b}, 王吉喆⁴

(1. 徐州医科大学 医学影像学院, 江苏 徐州 221004; 2. 滨州医学院 康复工程研究院, 山东 烟台 264003;

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

4. 大连医科大学附属二院 耳鼻咽喉科, 辽宁 大连 116024)

摘要:目的 通过数值仿真和实验定量探究人内耳前庭半规管中的嵴顶时间常数,明确半规管编码角运动的时间过程。**方法** 建立人双耳半规管数值模型,通过流固耦合数值模拟嵴顶的生物力学响应,进而计算嵴顶的力学松弛时间常数。同时,对志愿者进行前庭眼反射实验,根据志愿者的眼震慢相角速度计算嵴顶的时间常数。**结果** 通过人内耳半规管数值模型计算得出的嵴顶力学松弛时间常数为 3.75 s。通过实验测量得出平均嵴顶时间常数约为 4.86 s。数值模型和实验中的结果近似保持一致。**结论** 人内耳前庭半规管中的嵴顶时间常数大约为 4.86 s,反映了嵴顶力学松弛和半规管传入神经适应性的联合作用效果,体现了半规管编码角运动的时间过程。

关键词: 数值仿真; 流固耦合; 前庭眼反射; 半规管; 嵴顶时间常数

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.020

Quantitative Analysis on Cupula Time Constant of Semicircular Canals in Human Inner Ear

WU Xiang¹, SHEN Shuang², LIU Wenlong^{3a}, XU Hang¹, YU Shen^{3b}, WANG Jizhe⁴

(1. School of Medical Imaging, Xuzhou Medical University, Xuzhou 221004, Jiangsu, China; 2. Institute of Rehabilitation Engineering, Binzhou Medical University, Yantai 264003, Shandong, China; 3a. School of Information and Communication Engineering, 3b. State Key Laboratory of Structural Analysis for Industrial Equipment, Dalian University of Technology, Dalian 116024, Liaoning, China; 4. Otorhinalaryngology Department, the Second Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116024, Liaoning, China)

Abstract: Objective To quantitatively investigate the cupula time constant in vestibular semicircular canals of human inner ear by numerical simulation and experiment, and to clarify the time process of coding angular motion by semicircular canals. **Methods** The numerical model of bilateral semicircular canals in human inner ear was constructed, and then biomechanical responses of the cupula were simulated by fluid-structure interaction to calculate the mechanical relaxation time constant of the cupula. Meanwhile, cupula time constant of the volunteers was calculated based on their nystagmus slow-phase velocity obtained in vestibulo-ocular reflex experiment. **Results** The mechanical relaxation time constant of the cupula calculated by numerical model of semicircular canals in human inner ear was 3.75 s. The average cupula time constant was approximately 4.86 s measured by experiment. The result in numerical model was approximately consistent with that in experiment. **Conclusions** The cupula time constant in vestibular semicircular canals of human inner ear was approximately 4.86 s, which reflected a combined effect of mechanical relaxation of the cupula and afferent adaptation of semicircular canals, as well as revealed the time process of coding angular motion by semicircular canals.

Key words: numerical simulation; fluid-structure interaction; vestibulo-ocular reflex; semicircular canals; cupula time constant

收稿日期: 2021-11-27; 修回日期: 2022-01-23

基金项目: 国家自然科学基金项目(12172082, 11772087, 11572079, 31500765), 徐州医科大学优秀人才启动基金项目(D2021062)

通信作者: 于申, 副教授, E-mail: yushen@dlut.edu.cn

人内耳前庭半规管具有感知头部角运动的功能^[1-3]。其功能的实现依赖于内淋巴液与嵴顶流固耦合的生物力学机制,并通过机电传导过程产生非自主性的眼震来维持视觉的稳定和身体的平衡^[4-6]。当头部受到角运动刺激时,半规管中的内淋巴液与嵴顶相互作用,使嵴顶产生偏转变形。由于感觉毛细细胞纤毛束嵌入在嵴顶中,于是纤毛束会跟随嵴顶一同偏转,使感觉毛细细胞受到刺激,进而产生神经电信号并传递至大脑,引起代偿性的眼动。当缓慢的代偿性眼动距离眼球中心位置太远时,快速的矫正性眼动会使眼睛返回到中心位置,这种交替性的眼球运动被称为眼震,这一生理过程叫作前庭眼反射^[7]。

嵴顶时间常数是半规管内淋巴液-嵴顶系统的固有参数,反映了半规管的几何形态、内淋巴液的物理属性和嵴顶的刚度,在半规管编码头部角运动的时间过程中起到非常重要的作用^[8]。然而,前庭半规管深埋内耳,导致难以通过解剖实验直接测量人类的嵴顶时间常数。一些学者通过眼震来衡量嵴顶的时间常数。Raphan 等^[9]认为,前庭眼反射神经活动中的主要时间常数包含半规管传入神经和速度存储的神经电活动。Raphan 等^[9]采用两个时间常数对此进行描述,一个是嵴顶时间常数,与第 8 脑神经直接通路活动行为的衰减有关;另一个与速度存储器的时间常数有关。Dai 等^[10]通过前庭眼反射实验估算了人类的嵴顶时间常数约为 4.2 s。实际上,由于半规管传入神经的适应性,估计的嵴顶时间常数比嵴顶的力学松弛时间常数要短^[11]。该结果体现了嵴顶力学松弛和传入神经适应性的共同效应。Rabbitt 等^[12]直接对豹蟾鱼的半规管进行机械压痕实验,结果发现,豹蟾鱼的嵴顶力学松弛时间常数范围为 13~104 s,平均值约为 36 s。据估计,人类嵴顶力学松弛时间常数的平均值为 16~20 s^[11]。但是目前仍然没有合适的方法来测量人内耳半规管中的嵴顶力学松弛时间常数。于是,一些学者通过建立前庭半规管的数学或数值模型,研究嵴顶力学松弛时间常数。然而现有模型多为简化的单个半规管模型,在几何形态上存在一定程度的简化,导致这些半规管模型的嵴顶力学松弛时间常数存在较大差异^[8,13-15]。

本文建立完整的人双耳半规管数值模型,通过

加载阶跃转动激励,对半规管数值模型进行流固耦合仿真,定量探究人内耳半规管的嵴顶力学松弛时间常数。同时,对志愿者进行前庭眼反射实验,估算志愿者的嵴顶时间常数。从模型和实验两个方面,定量阐述半规管编码角运动的时间过程。

1 方法

1.1 半规管数值模型建立

基于 Ifediba 等^[16]提供的 1 名 67 岁健康女性正常内耳迷路解剖参数,本文建立了完整的人双耳半规管有限元模型。其中,内淋巴液区域包含 183 321 个四面体单元和 39 695 个节点,嵴顶区域包含 42 863 个四面体单元和 9 566 个节点。内淋巴液密度为 1 000 kg/m³^[19-20],黏度为 1 mPa·s^[18]。嵴顶密度为 1 000 kg/m³^[21-23],弹性模量为 5.4 Pa^[24],泊松比为 0.48^[17]。

半规管流固耦合的计算模型在软件 ANSYS Workbench 16.0 中建立。内淋巴液的计算模型在 Fluent 中建立,内淋巴液通常被认为是牛顿不可压缩流体,其边界可设定为无滑移边界条件^[17]。在绝对(地球)参考系中,内淋巴液的流动可用 Navier-Stokes 方程表示为^[14]:

$$\rho_f \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho_f (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = -\nabla p + \mu_f \nabla^2 \mathbf{u} \quad (1)$$

式中: ρ_f 为内淋巴液的密度; \mathbf{u} 为流体速度矢量; t 为时间; p 为静压力; μ_f 为内淋巴液动力黏度。当以半规管壁保持静止为相对参考系时,内淋巴液的相对流动可用 Navier-Stokes 方程表示为^[18]:

$$\rho_f \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \rho_f (\mathbf{v} \cdot \nabla) \mathbf{v} = -\nabla p + \mu_f \nabla^2 \mathbf{v} - 2\rho_f \boldsymbol{\Omega} \times (\boldsymbol{\Omega} \times \mathbf{r}) - \rho_f \frac{\partial \boldsymbol{\Omega}}{\partial t} \times \mathbf{r} \quad (2)$$

式中: \mathbf{v} 为相对参考系中的流体速度矢量; $\boldsymbol{\Omega} = (0, 0, \omega)$ 是相对参考系中的角速度矢量; \mathbf{r} 为内淋巴液流体单元的径向坐标。

嵴顶的模型在 Transient Structural 模块中建立,嵴顶被认为是连续、均质、各向同性的线弹性材料^[17]。嵴顶的运动可用 Navier 方程表示为^[18]:

$$\rho_s \frac{\partial^2 \mathbf{d}}{\partial t^2} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_s + 2\rho_s \boldsymbol{\Omega} \times (\boldsymbol{\Omega} \times \mathbf{r}) + \rho_s \frac{\partial \boldsymbol{\Omega}}{\partial t} \times \mathbf{r} \quad (3)$$

式中: ρ_s 为嵴顶密度; d 为嵴顶位移矢量; σ_s 为应力张量, 可表示为^[17]:

$$\sigma_s = 2\mu\boldsymbol{\varepsilon} + \lambda\text{tr}(\boldsymbol{\varepsilon})\boldsymbol{I} \quad (4)$$

式中: $\boldsymbol{\varepsilon}$ 为应变张量; \boldsymbol{I} 为单位矩阵; μ 和 λ 为拉梅常数, 可表示为^[17]:

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (5)$$

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (6)$$

式中: E 为弹性模量; ν 为泊松比。本文数值模拟半规管在阶跃激励下顺时针转动的过程, 加载的转动载荷如图 1(a) 所示。当头部位于直视前方的正常位置时, 双侧半规管的旋转轴沿 Z 轴正方向穿过点 P_0 , 旋转中心为 P_0 , 左右半规管的中心分别为点 P_1 和 P_2 , 转动半径 P_0P_1 和 P_0P_2 分别为 3 cm [见图 2(a)]。

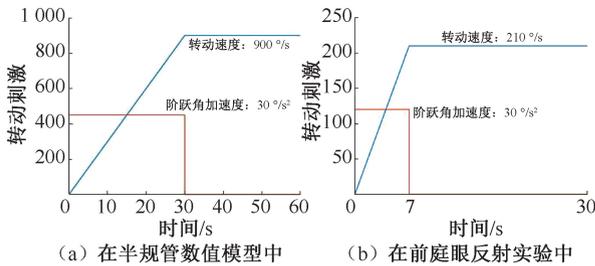


图 1 不同加载条件下转动激励

Fig. 1 Rotation stimulation under different loading conditions

(a) In numerical model of semicircular canals, (b) In vestibulo-ocular reflex experiment

当半规管受到阶跃转动激励后, 嵴顶回复到原始静止位置的过程可以用一个指数衰减曲线方程表示为^[11]:

$$d_c(t) = d_0 e^{-t/\tau_c} \quad (7)$$

式中: $d_c(t)$ 表示在 t 时刻的嵴顶瞬时响应; d_0 表示嵴顶受到阶跃转动激励的嵴顶最大响应。根据式(7), 对半规管数值模型在匀速转动阶段的嵴顶最大位移的变化趋势进行拟合, 获取嵴顶力学松弛时间常数。

1.2 前庭眼反射实验

3 名志愿者自愿参加旋转椅实验, 并在实验开始前填写知情同意书。志愿者被告知整个实验流程, 并被允许随时终止实验。所有志愿者前庭功能

均正常, 没有相关疾病史。实验研究由大连理工大学生物与医学伦理委员会批准。志愿者坐在转椅上, 眼罩左侧固定了小型红外夜视摄像头, 能够记录眼动。陀螺仪固定在眼罩右侧, 能够测量头部的瞬时转速。眼罩紧密地固定在志愿者的头部, 使两者之间没有相对运动。在实验开始之前, 志愿者坐在椅子上, 系好安全带, 戴上眼罩 [见图 2(b)、(c)]。调整眼罩的位置使摄像头能够记录志愿者的眼动, 图 1(b) 所示为实验中加载的水平顺时针转动激励。所有实验均在暗室中进行, 以消除光线对眼球运动的干扰。通过图像处理的方法对实验中记录的眼动视频进行处理, 瞳孔区域的识别及其中心的定位如图 2(d) 所示。

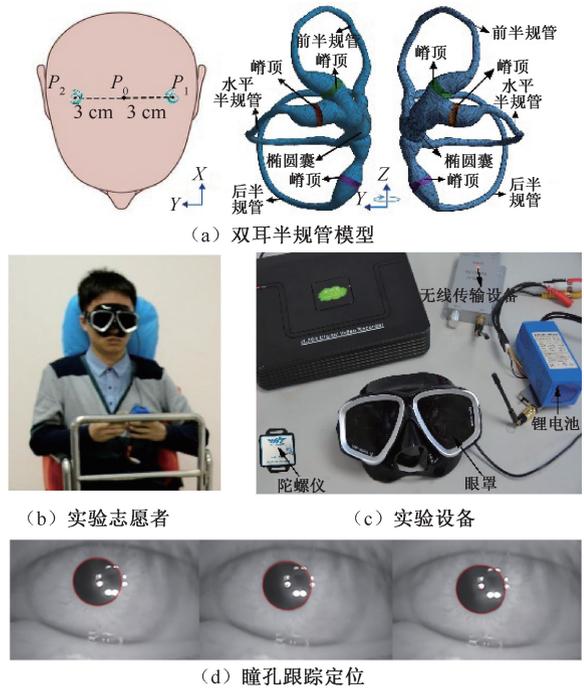


图 2 人双耳半规管有限元模型与前庭眼反射实验

Fig. 2 Finite element model of bilateral semicircular canals in human inner ear and vestibulo-ocular reflex experiment

(a) Model of bilateral semicircular canals, (b) Volunteer in the experiment, (c) Experimental equipment, (d) Tracking and locating the pupil

注: 双耳半规管的转动半径为 3 cm, 转动中心为 P_0 。

对于具有正常前庭功能的志愿者而言, 当志愿者的前庭系统受到角运动刺激时, 左、右眼的眼动非常相似^[25]。因此, 本文在前庭眼反射实验中只记录志愿者左眼的眼动视频。为了减小统计误差, 本

文将小于 50 ms 的眼震慢相、每一段眼震慢相的第 1 个和最后 1 个数据以及志愿者眨眼时的数据移除,然后计算每秒的眼震慢相角速度平均值^[15]。当头部受到阶跃转动激励时,根据 Dai 等^[10]描述,志愿者的眼震慢相角速度是由嵴顶响应和中央速度存储器响应共同作用引起,可用双指数函数表示为:

$$y(t) = y_1(t) + y_2(t) \quad (8)$$

$$y_1(t) = v_1 e^{-t/T_c} \quad (9)$$

$$y_2(t) = \frac{v_2}{f_v - c} (e^{-t/T_c} - e^{-f_v t}) \quad (10)$$

式中: $y(t)$ 为在 t 时刻的眼震慢相角速度, $y_1(t)$ 为在 t 时刻嵴顶响应引起的眼震慢相角速度, $y_2(t)$ 为在 t 时刻中央速度存储器响应引起的眼震慢相角速度; v_1 为阶跃转动激励在直接的前庭神经通路中引起的增益速度, v_2 是阶跃转动激励在中央速度存储器中引起的增益速度; T_c 为嵴顶时间常数; f_v 为速度存储器时间常数的倒数。当志愿者头部开始受到匀速转动刺激时,志愿者的眼震慢相角速度开始出现衰减趋势。采用式(8)对衰减的眼震慢相角速度曲线进行拟合,可以估算出志愿者的嵴顶时间常数。

2 结果

2.1 半规管中的生物力学响应

当头部受到旋转角加速度刺激时,双侧前庭半

规管中的内淋巴液在自身惯性的影响下,将沿着半规管旋转的方向产生切向加速度和压力梯度分布(见图 3)。

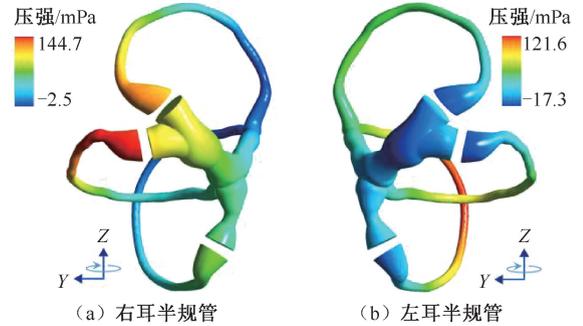


图 3 双耳半规管中的内淋巴液压强场

Fig. 3 Pressure fields of the endolymph in bilateral semicircular canals (a) Semicircular canals in right ear, (b) Semicircular canals in left ear

规管在加速转动的过程中,嵴顶两侧最大液体压力差随时间的增加先增大然后逐渐趋于稳定。半规管在匀速转动的过程中,嵴顶两侧最大液体压力差随时间的增加逐渐减小至 0。各个半规管中嵴顶的最大偏转移和剪切应变与其两侧液体压力差的变化趋势保持一致。在 0~20 s,嵴顶位移逐渐增大。在 20~30 s,嵴顶两侧液体压力差与嵴顶自身变形产生的弹性力相等,嵴顶位移达到稳定状态(见图 4)。

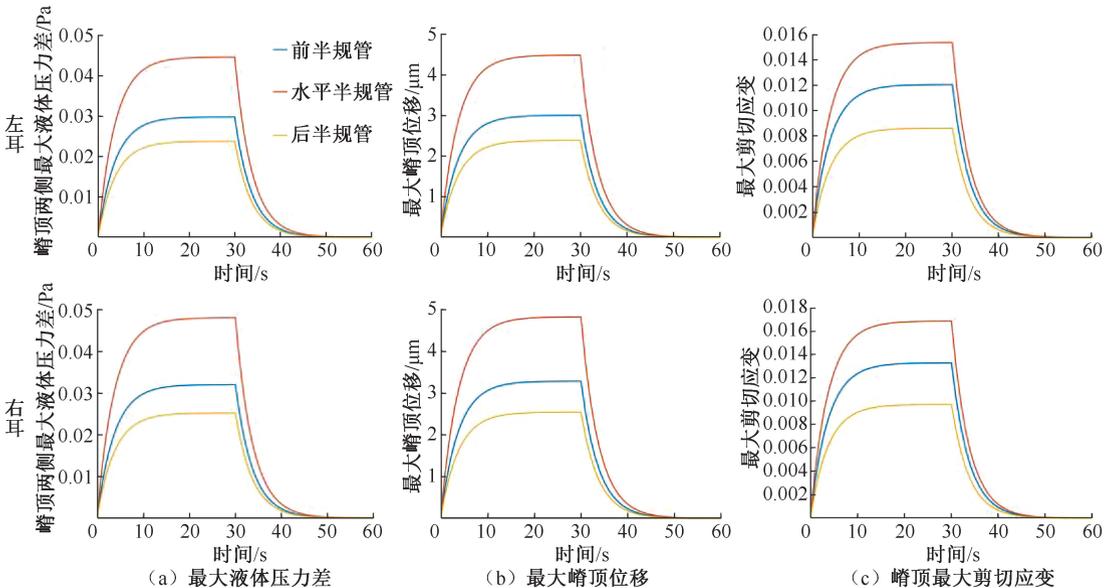


图 4 嵴顶生物力学响应

Fig. 4 Biomechanical responses of the cupulae (a) Maximal transcupular pressure, (b) Maximal displacement of cupulae, (c) Maximal shear strain of cupulae

当 $t = 30\text{ s}$ 时, 双耳半规管中的嵴顶嵴顶的最大位移均出现在其中心位置附近, 最大剪切应变则是出现在壶腹嵴表面的中心位置附近。在 $30 \sim 60\text{ s}$, 半规管跟随头部做匀速转动, 嵴顶不再

受到由角加速度引起的液体压力差的影响。嵴顶在自身弹性恢复力和内淋巴液黏滞阻力的共同作用下开始逐渐恢复到静止时所在的位置(见图5)。

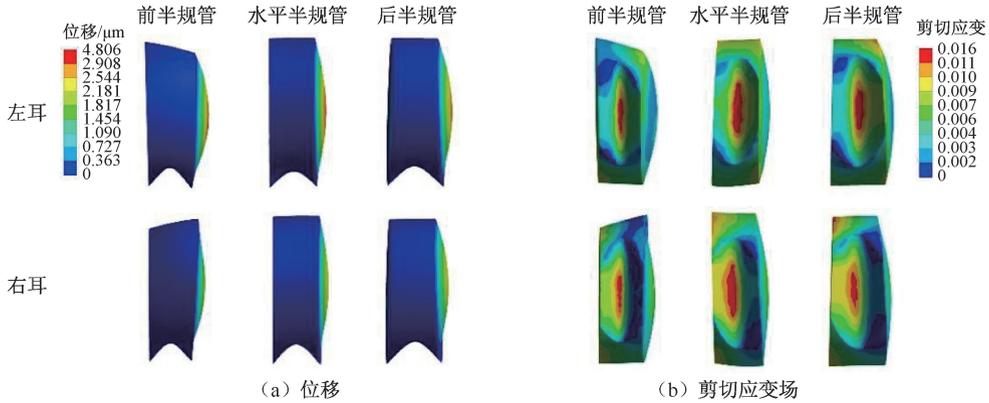


图5 双耳半规管中各个嵴顶位移和剪切应变场

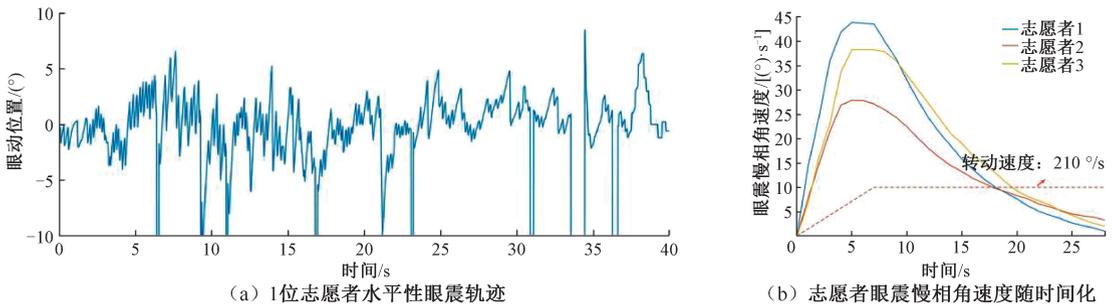
Fig. 5 Cupula displacement and shear strain fields in bilateral semicircular canals

(a) Displacement, (b) Shear strain field

2.2 志愿者的眼震慢相角速度

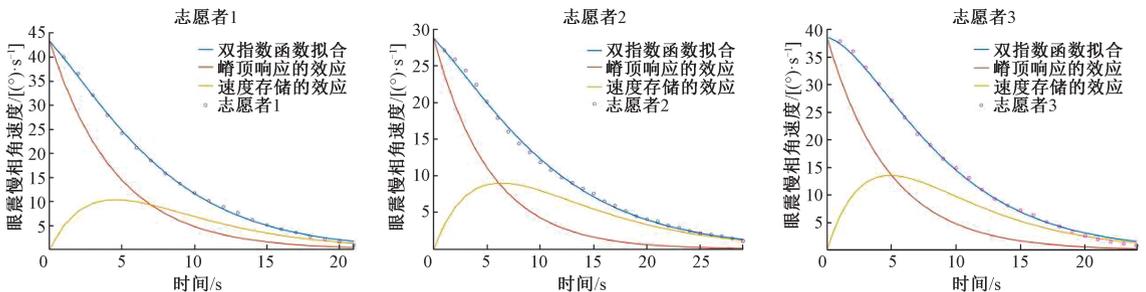
3名志愿者在前庭眼反射实验中只出现了水平性眼震。以其中1名志愿者为例, 其眼震轨迹曲线如图6(a)所示。其中, 斜率为正的轨迹曲线为眼震快相, 斜率为负的轨迹曲线为眼震慢相, 曲线中断

部分表示志愿者出现了眨眼的现象。轨迹曲线斜率的绝对值代表了眼动速度。图6(b)显示了3名志愿者的眼震慢相角速度随时间的变化。当 $t = 5\text{ s}$ 时, 志愿者的眼震慢相角速度逐渐趋于稳定, 表明传递给大脑负责引发眼震慢相角速度的神经信号



(a) 1位志愿者水平性眼震轨迹

(b) 志愿者眼震慢相角速度随时间变化



(c) 头部角速度恒定时3名志愿者眼震慢相角速度随时间变化

图6 眼震响应

Fig. 6 Nystagmus response (a) Horizontal nystagmus trajectory of a volunteer, (b) Variation of nystagmus slow-phase velocity with time for volunteers, (c) Variation of nystagmus slow-phase velocity with time at constant head velocity for 3 volunteers, respectively

已经趋于饱和状态。当 $t > 7$ s 时,头部受到匀速转动刺激,由于嵴顶感受器的偏转位移逐渐减小,产生的神经电信号逐渐减少,于是志愿者的眼震慢相角速度也逐渐减小。经过 20 s 左右,志愿者的慢相角速度逐渐衰减到 0。在加速转动 5~7 s 期间,3 名志愿者的眼震慢相角速度平均值分别为 43.3、38.5、28.8°/s。在相同角加速度的刺激下,不同志愿者之间的眼震慢相角速度不同,推测是由个体差异导致。

2.3 嵴顶时间常数

图 4(b)、(c) 分别显示了半规管中嵴顶最大位移和剪切应变随时间和阶跃转动激励的变化趋势。在 30~60 s,半规管受到恒定角速度的转动刺激,嵴顶在自身弹性力和内淋巴液黏滞阻力的作用下开始逐渐回复到静止时所在的位置,嵴顶生物力学响应逐渐减小至 0。根据式(7)计算可得,半规管数值模型中的嵴顶力学松弛时间常数约为 3.75 s。嵴顶回复到静止时所在的位置大约需要 20 s。

在前庭眼反射实验中,当志愿者头部受到恒定角速度刺激时,志愿者的眼震慢相角速度逐渐减小至 0[见图 6(b)]。根据式(8),对 3 名志愿者衰减的眼震慢相角速度进行曲线拟合。图 6(c) 中橙色曲线描述了志愿者第 8 脑神经直接通路驱动产生的眼震慢相角速度,代表嵴顶对阶跃激励的神经响应;黄色曲线描述了志愿者中央速度存储器对阶跃激励的神经响应。在 MATLAB 中对 3 名志愿者眼震慢相角速度进行曲线拟合的参数如下:

(1) 志愿者 1。 $v_1 = 43.3$, $v_2 = 6.208$, $T_c = 4.54$, $f_v = 0.2203$ 。拟合优度如下:误差平方和(sum of squared error, SSE)为 2.608, $R^2 = 0.9991$, 调整后 $R^2 = 0.999$, 均方根误差(root mean squared error, RMSE)为 0.3806;

(2) 志愿者 2。 $v_1 = 28.8$, $v_2 = 3.924$, $T_c = 5.26$, $f_v = 0.1304$ 。拟合优度如下: $SSE = 3.392$, $R^2 = 0.9981$, 调整后 $R^2 = 0.998$, $RMSE = 0.3545$;

(3) 志愿者 3。 $v_1 = 38.5$, $v_2 = 7.5075$, $T_c = 4.78$, $f_v = 0.2$ 。拟合优度如下: $SSE = 3.55$, $R^2 = 0.9989$, 调整后 $R^2 = 0.9988$, $RMSE = 0.4111$ 。

根据以上结果得出,3 名志愿者的嵴顶时间常数分别为 4.54、5.26、4.78 s,平均值约为 4.86 s。Dai 等^[10]估计的人类嵴顶时间常数约为 4.2 s,该结果与本文通过实验对 3 名志愿者估算的嵴顶时间常数比较接近。

3 讨论

嵴顶力学松弛时间常数体现了驱动嵴顶恢复到静止所在位置的弹性与抵抗内淋巴液运动的流体黏度之间的平衡。本文通过数值仿真得出的嵴顶力学松弛时间常数为 3.75 s,而 Rabbitt 等^[11]估计人类的平均嵴顶力学松弛时间常数为 16~20 s,两者结果不一致的原因是本文采用了 Selva 等^[24]估算的人类嵴顶弹性模量。嵴顶弹性模量是影响嵴顶力学松弛时间常数的重要因素^[9]。然而由于人类的嵴顶位于内耳前庭半规管中,脱离相关的内环境后会失去原有的物理属性,导致目前人类嵴顶的力学属性尚未被精确测量,故人类半规管嵴顶力学松弛时间常数仍不明确。此外,由于半规管的几何形态、内淋巴液的物理属性和嵴顶的刚度是影响嵴顶力学松弛时间常数的重要因素^[8],本文建立的真实人内耳前庭半规管数值模型的嵴顶力学松弛时间常数与现有简化半规管模型的嵴顶力学松弛时间常数存在一定差异。

本文采用 Dai 等^[10]提供的方法,通过前庭眼反射实验测量了志愿者的嵴顶时间常数。该方法将第 8 脑神经直接通路神经放电活动的时间常数和中央速度存储器神经放电活动的时间常数进行有效的区分。由于第 8 脑神经直接通路神经放电活动的时间常数仅取决于嵴顶力学松弛时间常数和毛细胞的转动过程,故这是目前通过眼震估算嵴顶时间常数的有效方法。然而这并不足以得出嵴顶的力学松弛时间常数,因为该方法估算的嵴顶时间常数反映了嵴顶力学松弛时间常数和半规管传入神经适应性的联合作用效果^[11]。由于半规管传入神经适应性的原因,采用该方法估算的嵴顶时间常数通常要比嵴顶力学松弛时间常数更短。考虑到真实的人类嵴顶力学松弛时间常数仍未明确,本文采用 Selva 等^[24]估算的嵴顶弹性模量,计算得到较短的嵴顶力学松弛时间常数以匹配实验中测得志愿者的嵴顶时间常数,以此反映嵴顶力学松弛和半规管传入神经适应性的联合作用效果。

4 结论

本文通过数值计算得出的嵴顶力学松弛时间常数与前庭眼反射实验中获取的嵴顶时间常数近

似保持一致,可以用来反映嵴顶力学松弛和半规管传入神经适应性的联合作用效果。此外,本文建立了真实的人内耳前庭半规管数值模型,并进行对应的前庭眼反射实验,数值结果与实验结果近似保持一致。在未来的研究中,可以通过本文建立的数值模型得到精确的人类嵴顶力学松弛时间常数,从而获取精确的人类嵴顶弹性模量。

参考文献:

- [1] 沈双,刘迎曦,孙秀珍. 正弦旋转速度激励人内耳前庭系统膜迷路流固耦合数值模拟[J]. 医用生物力学, 2009, 24(S1): 147-148.
- [2] 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.
- [3] 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, 25(3): 169-174.
- [4] 沈双,孙秀珍,刘迎曦. 人前庭系统膜迷路生物力学模型研究[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2011, 43(S1): 56-60.
- [5] 于申,王吉喆,孙秀珍,等. 耳与上气道数值研究的临床应用进展[J]. 医用生物力学, 2019, 34(6): 567-573.
YU S, WANG JZ, SUN XZ, et al. Advances in clinical application of numerical study of ear and upper airway [J]. J Med Biomech, 2019, 34(6): 567-573.
- [6] 苏英锋,孙秀珍,刘迎曦,等. 豚鼠内耳前庭-半规管生物力学模型研究[J]. 力学学报, 2015, 47(6): 1065-1072.
- [7] COHEN B, RAPHAN T. The physiology of the vestibuloocular reflex (VOR)[M]//The vestibular system. New York: Springer, 2004: 235-285.
- [8] RABBITT RD, DAMIANO ER, GRANT JW. Biomechanics of the semicircular canals and otolith organs [M]//The vestibular system. New York: Springer, 2004: 153-201.
- [9] RAPHAN T, MATSUO V, COHEN B. Velocity storage in the vestibulo-ocular reflex arc (VOR) [J]. Exp Brain Res, 1979, 35(2): 229-248.
- [10] DAI M, KLEIN A, COHEN B, et al. Model-based study of the human cupular time constant [J]. J Vestib Res, 1999, 9(4): 293-301.
- [11] RABBITT RD. Semicircular canal biomechanics in health and disease [J]. J Neurophysiol, 2019, 121(3): 732-755.
- [12] 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.
- [13] SQUIRES TM, WEIDMAN MS, HAIN TC, et al. A mathematical model for top-shelf vertigo: The role of sedimenting otoconia in BPPV [J]. J Biomech, 2004, 37(8): 1137-1146.
- [14] GOYENS J, POURQUIE M, POELMA C, et al. Asymmetric cupula displacement due to endolymph vortex in the human semicircular canal [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2019, 18(6): 1577-1590.
- [15] WU X, YU S, LIU W, et al. Numerical modeling and verification by nystagmus slow-phase velocity of the function of semicircular canals [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2020, 19(6): 2343-2356.
- [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] 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.
- [18] WU X, YU S, SHEN S, et al. Quantitative analysis of the biomechanical response of semicircular canals and nystagmus under different head positions [J]. Hear Res, 2021, 407: 108282.
- [19] 沈双,郑庆印,孙秀珍,等. 数值模拟人双耳感受体位变化的机制[J]. 医用生物力学, 2017, 32(1): 8-14.
SHEN S, ZHENG QY, SUN XZ, et al. The mechanism of sensing postural changes in human ears by numerical simulation [J]. J Med Biomech, 2017, 32(1): 8-14.
- [20] YU S, WANG J, GUO Y, et al. A numerical investigation of the effects of benign paroxysmal positional vertigo on the balance function of the inner ear [J]. Comput Model Eng Sci, 2018, 116(2): 315-322.
- [21] SHEN S, ZHAO F, CHEN Z, et al. Biomechanical analysis of angular motion in association with bilateral semicircular canal function [J]. Biophys J, 2020, 118(3): 729-741.
- [22] YU S, WANG J, SHEN S, et al. Study of the biomechanical mechanisms of benign paroxysmal positional vertigo [J]. J Vestib Res, 2021, 31(3): 163-172.
- [23] WU X, YU S, SHEN S, et al. Exploring the biomechanical responses of human cupula by numerical analysis of temperature experiments [J]. Sci Rep, 2021, 11: 8208.
- [24] 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.
- [25] BOCKISCH CJ, KHOJASTEH E, STRAUMANN D, et al. Eye position dependency of nystagmus during constant vestibular stimulation [J]. Exp Brain Res, 2013, 226(2): 175-182.