

文章编号: 1004-7220(2024)03-0524-08

基于仿生物理模型的半规管壶腹嵴顶变形

张文萱, 张禹, 文先华, 戴俊杰, 边义祥, 姜亚妮

(扬州大学 机械工程学院, 江苏 扬州 225127)

摘要:目的 探讨人类半规管在3种基本旋转感知过程中的生物力学响应。方法 采用3D打印技术及水凝胶物理交联技术成功制备了与人体等比例的一维可视化半规管物理模型,并通过施加恒定角速度刺激、恒定角加速度刺激以及正弦摆动刺激来探究嵴顶的响应变形情况。结果 仿生半规管模型的时间常数基本稳定在3s左右,且与人体时间常数数值接近,壶腹嵴顶运动的位移变形与施加的角加速度成正比;在0.07~5.00 Hz正弦摆动刺激下,半规管的增益从1.54 $\mu\text{m}/^\circ$ 上升到42.34 $\mu\text{m}/^\circ$,但相位差从109.72°下降到11.27°。结论 制备的仿生半规管模型能够准确模拟人体半规管的工作机制,有望在人体前庭半规管的机理研究和疾病诊断中发挥一定作用。

关键词: 半规管; 物理模型; 壶腹嵴顶变形; 角加速度

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.03.022

Deformation of the Cupula of a Semicircular Canal Based on a Biomimetic Physical Model

ZHANG Wenxuan, ZHANG Yu, WEN Xianhua, DAI Junjie, BIAN Yixiang, JIANG Yani

(School of Mechanical Engineering, Yangzhou University, Yangzhou 225127, Jiangsu, China)

Abstract: **Objective** To explore the biomechanical responses of the cupula of the human semicircular canal to three basic rotational perception processes. **Methods** A one-dimensional visual semicircular canal model was successfully fabricated using three-dimensional printing and hydrogel physical cross-linking technologies, and the response deformation of the cupula was explored by applying constant angular velocity, constant angular acceleration, and sinusoidal oscillation stimulations. **Results** The time constant of the biomimetic semicircular canal model was stable at approximately 3 s and close to the human time constant. The displacement deformation of the ampullary cupula was proportional to the angular acceleration applied. Under sinusoidal oscillation stimulation of 0.07–5.00 Hz, the gain of the semicircular canal increased from 1.54 $\mu\text{m}/^\circ$ rises to 42.34 $\mu\text{m}/^\circ$, but the phase difference decreased from 109.72° to 11.27°. **Conclusions** The biomimetic semicircular canal model prepared in this study can accurately simulate the working mechanism of the human semicircular canal and is expected to play a role in mechanism research and disease diagnosis of the human vestibular semicircular canal.

Key words: semicircular canal; physical model; cupular deformation displacement; angular acceleration

收稿日期: 2023-11-04; 修回日期: 2023-12-13

基金项目: 国家自然科学基金项目(51775483)

通信作者: 边义祥, 教授, E-mail: yxbian@yzu.edu.cn

位于内耳内的人体前庭器官主要由椭圆囊、球囊和3根相互垂直的半规管组成,包括水平半规管、前半规管和后半规管^[1-2]。人体半规管中充满内淋巴液,其中壶腹嵴顶沿管内侧向腹腔凸出形成横膈膜^[3]。当人体头部转动时,内淋巴液的惯性力使其向相反方向运动,推动壶腹嵴顶偏转变形。嵌入壶腹嵴顶的毛细胞纤维束在生物力学-生物电子转移中发挥作用,人脑触发负反馈机制来维持身体的平衡^[4]。以往多采用动物解剖、人体转椅实验、数值模拟、数学建模和有限元分析等方法对半规管生物力学响应进行研究。临床检查通常依赖于前庭眼反射机制^[5],通过观察眼球震颤慢相速度评估前庭的功能状态^[6]。由于动物模型与人体半规管之间存在结构差异,且嵴顶的运动无法直接观察到,使得模拟结果受预设条件影响较大,故上述方法无法完全再现半规管内部工作过程。本文基于Obrist等^[7]提出的半规管体外模型方法,采用3D打印技术和水凝胶物理交联技术,设计制备了一种具有可视化特性的半规管模型。该模型能够模拟人体半规管嵴顶的运动变形,为今后前庭病理和半规管功能研究提供了新思路。

1 方法

1.1 仿生半规管的设计理论

本文设计的1:1仿生模型[见图1(a)]与人体真实半规管不仅在形状尺寸方面相近,还在力学特性方面相似。一维仿生半规管的流体力学模型可被视为1个二阶过阻尼扭摆模型^[8],其系统的力学特性由长时间常数 T_1 和短时间常数 T_2 描述,Squires等^[9]对时间常数的定义如下:

$$T_1 \approx \frac{C}{K} = \frac{8\pi\mu\beta_1 A_c}{\lambda\gamma h A_d} \quad (1)$$

$$T_2 \approx \frac{M}{C} = \frac{\rho A_d}{8\pi\mu} \quad (2)$$

式中: C 为半规管的阻尼系数; ρ 为内淋巴液的密度; K 为嵴顶的刚度系数; M 为内淋巴液的质量系数; μ 为内淋巴液的动力黏度; A_d 为细管的截面积; β_1 为细管部分的张角; A_c 为壶腹部分的截面积; λ 为无量纲系数; γ 为壶腹嵴顶的刚度; h 为壶腹嵴顶的厚度。由此可见,时间常数主要受半规管尺寸、内淋巴物理参数和壶腹嵴顶刚度参数的影响。

1.2 仿生半规管的制备

参照人体半规管物理参数制备了1:1仿生半规管,两者的物理参数如表1所示。

表1 仿生半规管几何参数

Tab.1 Geometric parameters of bionic semicircular canals

参数	仿生实体模型	人体半规管
主体部分半径, R/mm	3.64	3.64 ^[7]
细管管腔半径, r_d/mm	0.18	0.18 ^[7]
细管部分张角, $\beta_1/(\text{°})$	250	250 ^[7]
壶腹内腔半径, r_c/mm	1	1.03 ^[10]
内淋巴液密度, $\rho/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$	1.00	1.01 ^[11]
内淋巴液动力黏度, $\mu/(\text{mPa}\cdot\text{s})$	0.85	0.85 ^[11]
嵴顶密度, $\rho_c/(\text{g}\cdot\text{cm}^{-3})$	1	1 ^[12]
嵴顶厚度, h/mm	0.2	0.42 ^[13]
嵴顶弹性模量, E/Pa	140	5.4 ^[14]

1.2.1 半规管模型外壳设计与制作 为了便于安装,利用SolidWorks软件设计了1个嵌入板件内部1:1几何尺寸的半规管模型,模型由细管和壶腹嵴-椭圆囊两部分组成[见图1(b)]。采用透明光敏树脂通过3D打印技术制作模型,考虑到3D打印的精度,特在细管内插入了内部半径0.15 mm硅软管[见图1(c)]。这样既确保了细管部分尺寸与人体相似,又保证了内壁光滑。模型组装完成后如图1(d)所示。

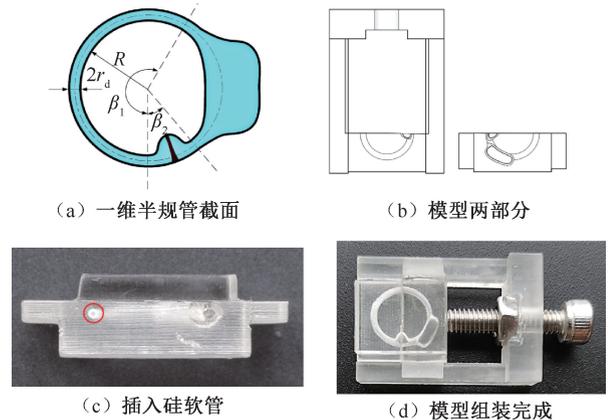


图1 仿生半规管模型

Fig.1 Bionic semicircular canal model (a) Section of one-dimensional semi-canal, (b) Two parts of the model, (c) Insertion of silicon hose, (d) Completion of model assembly

1.2.2 仿生内淋巴选用 27℃去离子水在密度、黏度等流体物理参数方面和人体内淋巴液相似,因此,选择27℃去离子水作为仿生内淋巴液。

1.2.3 仿生嵴顶设计与制备 由式(1)和(2)可

知,嵴顶的刚度系数 K 也是影响仿生半规管力学性能的物理因素之一。因此,为了获得理想的 1:1 半规管模型,实验设计并制备仿生壶腹嵴顶时需考虑刚度系数与人体的近似。

Rabbitt 等^[15]将嵴顶刚度系数 K 定义如下:

$$K = 8\pi\gamma h/A_c^2 \quad (3)$$

半规管壶腹嵴顶在内淋巴作用下的运动偏转类似于薄板在分布载荷下的弯曲变形,因此可将壶腹嵴和嵴顶均看作圆形柔性薄板件^[16],其刚度 γ 可描述为

$$\gamma = Eh^3/[2(1-\mu^2)] \quad (4)$$

式中: E 为薄板弹性模量; μ 为薄板泊松比; h 为薄板厚度。

壶腹嵴顶的宏观形状和厚度可通过现代的总体积相干光断层扫描技术(volumetric optical coherence tomography vibrometry, VOCTV)测量得到。根据现有研究报道,嵴顶状物的弹性模量约为 5.4 Pa ^[14],厚度约为 0.42 mm ^[13]。本文采用水凝胶浇铸法,利用明胶-聚乙烯醇复合水凝胶制备了仿生壶腹嵴顶,通过纳米压痕测量其模量约为 140 Pa 。由于仿生嵴顶的弹性模量大于人体嵴顶,根据式(4)计算可知, 0.2 mm 厚仿生嵴顶的理论刚度系数与人体半规管最为接近。因此,实验通过调整水凝胶的浇铸量,实际制备了厚度约为 0.2 mm 的仿生嵴顶。

1.3 实验装置的搭建

本研究参照临床上的 3 种旋转刺激方法搭建了两套实验系统。

1.3.1 单向角加速度旋转实验系统 系统装置结构如图 2(a)所示,可输出恒定角速度旋转和恒定角加速度旋转。采用 HBS57 步进电机作为半规管角位移输入设备,通过 STM32 单片机控制步进电机对模型施加单向旋转刺激,并用光电编码器收集电机旋转角位移。

1.3.2 正弦摆动实验系统 系统装置结构如图 2(b)所示,可输出正弦摆动。将步进电机输出的单向转动通过滚子凸轮和齿轮齿条机构转化为正弦摆动,正弦摆动频率由控制电机转速来实现,并通过激光测距传感器采集仿生半规管正弦运动的实际输入信号。

1.3.3 图像采集和处理 实验采用高清显微相机记录仿生半规管模型壶腹嵴顶的偏移过程,并使用

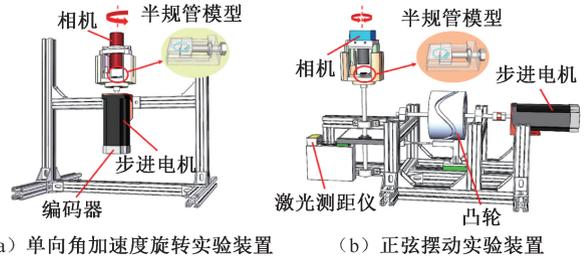


图 2 实验装置

Fig. 2 Experimental setup (a) Unidirectional angular acceleration rotation experimental device, (b) Sinusoidal oscillation experimental device

信号处理软件进行处理。如图 3 所示,记壶腹嵴顶在静息状态时与图像边界的距离为 X_0 ,运动变形过程中某一时刻嵴顶到图像边界的距离为 X_n ,此时嵴顶的变形位移就是 $X_n - X_0$ 。重复上述过程对每一帧图像进行处理,便可得到半规管壶腹嵴顶变形曲线。

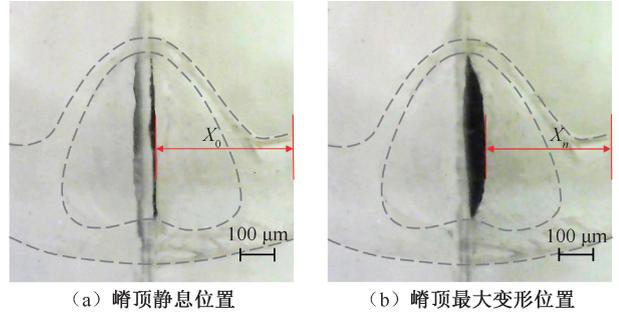


图 3 嵴顶变形位移

Fig. 3 Movement deformation of the ampullary cupula

(a) Resting position of the cupula, (b) Maximum deformation position of the cupula

1.4 理论模型建立

Ewald 定律和大量临床试验结果表明,当前庭器官绕某一根半规管平面法线方向运动时,该平面内的半规管会产生最大的神经冲动,其余两根管产生的神经冲动相对较小^[17]。基于对模型的简化,将 1 根半规管和连接的椭圆囊作为研究对象,推导并建立嵴顶变形的基础理论模型。

当一维半规管受到运动刺激时,其内部的内淋巴液受力平衡,方程如下:

$$F_1 = F_2 + F_3 + F_4 \quad (5)$$

式中: F_1 为外界对半规管系统施加运动刺激时内淋巴液整体的惯性驱动力; F_2 为内淋巴液在半规管内

运动时产生的惯性力; F_3 为内淋巴液运动时与半规管壁之间的黏性力; F_4 为内淋巴液运动导致壶腹嵴顶产生变形的弹性力。

因为半规管的细管半径远小于主体部分半径,且内淋巴液在半规管内部运动的位移也相对较小,若将弯曲的细管部分视作直管,模型的推导过程可得到极大简化。相比在直管中的流动,弯管会对内淋巴的流动造成一定的动能损失:

$$h_r = \xi \frac{v^2}{2g} \quad (6)$$

$$\xi = \left[0.131 + 1.847 \left(\frac{r_d}{R} \right)^{3.5} \right] \frac{\theta}{90^\circ} \quad (7)$$

式中: h_r 为局部阻力损失; ξ 为弯管的局部阻力系数; v 为内淋巴液相对于管壁运动的速度; g 为重力加速度。

由于半规管是个封闭的系统,运动时嵴顶的体积位移 Q_c 与内淋巴的体积位移 Q_e 相等。现有研究认为,半规管系统的功能阈值上限为 $8.2^\circ/s^2$,经计算得知,当嵴顶达到最大变形时,管内淋巴液流动后与初始位置所成夹角约为 10° ^[18]。将表1中仿生半规管几何参数代入式(6)可得,弯管流动相较于直管的动能损失约为1.5%,可忽略不计,故本实验使用直管等效法。

$F_1 \sim F_4$ 简化后的表达式如下:

$$F_1 = J\alpha/R \quad (8)$$

$$F_2 = m_e \alpha_e \quad (9)$$

$$F_3 = \mu v \quad (10)$$

$$F_4 = KQ_c \quad (11)$$

式中: J 为内淋巴液的转动惯量; α 为半规管系统的角加速度; m_e 为部分内淋巴液相对管壁运动的质量; α_e 为内淋巴液的运动加速度。

将 F_1 、 F_2 、 F_3 和 F_4 各项表达式代入并改写后

$$f \frac{d^2 \Omega}{dt^2} = M \frac{d^2 Q_c}{dt^2} + C \frac{d^2 Q_c}{dt} + KQ_c \quad (12)$$

式中: f 为内淋巴液的角动量系数; Ω 为半规管运动的角位移。

对式(12)进行拉普拉斯变化得到传递函数:

$$G(s) = \frac{L[Q(t)]}{L[\omega(t)]} = \frac{Q(s)}{W(s)} = \frac{fs^2}{Ms^2 + Cs + K} \quad (13)$$

显然,从式(13)可以看出,半规管是一个典型

的二阶系统。根据二阶系统的标准形式进行转化可得:

$$G(s) = \frac{Q(s)}{W(s)} = \frac{kw_n^2 s^2}{s^2 + 2\zeta w_n s + w_n^2} = \frac{f}{M} \cdot \frac{s^2}{T_1 T_2 s^2 + T_1 s + 1} \quad (14)$$

由于本文设计的仿生半规管模型各项参数与人体实际相接近,所以取 $T_1 = 4$ s, $T_2 = 0.1$ s, $M = f$ 代入传递函数 $G(s)$, 可得:

$$G(s) = \frac{s^2}{0.4s^2 + 4s + 1} \quad (15)$$

系统的特征根 $P_1 = -9.74$, $P_2 = -0.26$, 均位于负半实轴,因此可判定该系统稳定且为二阶过阻尼系统。当模型受到恒定角加速度刺激时,取角速度为 $\omega(t)$, 并对其进行拉普拉斯变化后作为输入量与半规管系统串联:

$$w(t) = at \quad (16)$$

$$W(s) = \frac{a}{s^2} \quad (17)$$

此时, $Q(s)$ 作为系统输出的壶腹嵴顶偏移量的复频域函数,对其进行拉普拉斯反变化可得到系统在时域内的输出 $Q(t)$, 求解过程如下:

$$Q(s) = G(s) * W(s) \quad (18)$$

$$Q(t) = \text{ilaplace}(G(s) * W(s)) \quad (19)$$

$$Q(t) = \frac{\sqrt{10}}{6} e^{-5t} \sinh\left(\frac{3\sqrt{10}t}{2}\right) a \quad (20)$$

由此可知,在持续的角加速度刺激下, $Q(t)$ 的实际值与角加速度 α 呈线性关系,即仿生半规管壶腹嵴顶的偏移量与半规管系统的角加速度成正比。

2 结果

2.1 模型的可靠性验证

长时间常数 T_1 和短时间常数 T_2 是半规管力学特性和宏观功能的体现。因此,本实验通过对仿生半规管模型施加恒定角加速度刺激来测量其时间常数,验证仿生半规管力学性能的相似性。在恒定角加速度作用下,壶腹嵴顶偏移量的动态变化是关于时间的一元函数^[19]:

$$\theta(t) = a \frac{M}{K} \left(1 - e^{-\frac{K}{C}t} \right) \quad (21)$$

式中 θ 为壶腹嵴顶-内淋巴液系统相对于半规管的角位移。

根据式(21), 当时间 t 趋于无穷时, 括号内整体值趋于 1, 这表明嵴顶的偏移量与角加速度 α 和 M/K 系数成正比。而在指数项中, 当 $t = C/K$ 时, 指数项值 $e^{-1} \approx 0.37$, 则括号项的值为 0.63。因此, 测量出整个反应值的 63% 就可得出 C/K 的估计值, 即长时间常数 $T_1 (= C/K)$ 的值。

取仿生半规管壶腹嵴顶第 1 次从峰值恢复至静息位进行分析, 记录嵴顶达到最大变形处对应的时间为 t_0 , 嵴顶位移恢复至 37% 处对应的时间为 t_1 , 则仿生半规管模型的长时间常数 $T_1 = t_1 - t_0$ 。利用单向角加速度实验装置对仿生模型施加恒定角加速度刺激, 并对时间常数进行计算。10 次测量中半规管的长时间常数基本稳定在 3 s 左右, 波动范围为 2.93~3.16 s。细微波动可能是由于实际测量时水凝胶薄膜浸泡在内淋巴液中的时间长短不同, 导致其质量和刚度因自身材料的亲水性发生细微变化所造成的。测量结果与 Dai 等^[20]、吴翔等^[21] 的研究结果相比较接近, 他们通过实验得到的嵴顶时间常数为 4~5 s。但与临床眼震时间常数(通常在 10 s 以上)相比, 测量结果存在较大差异, 这可能与

人体神经系统速度存储机制的存在有关, 它可以存储头部运动信息并延长人体眼震时间常数^[22], 导致眼震时间常数相较于壶腹嵴顶机械变形响应时间常数变长。

2.2 恒定角加速度刺激实验

将半规管模型置于单向角加速度实验系统中, 初始角加速度设定为 $20\pi \text{ rad/s}^2$, 最大转速分别设定为 4π 、 6π 、 8π 、 10π 、 $12\pi \text{ rad/s}$ 。半规管的角位移曲线和角速度曲线如图 4(a)、(b) 所示。半规管有 3 个运动阶段: ① 以相同的角加速度启动加速; ② 以不同的恒定角速度旋转; ③ 减速静止。嵴顶对以上 3 个阶段性运动刺激的响应描述如下: ① 迅速从静息位向一侧偏移; ② 从最大偏移位置逐渐回归到静息位; ③ 从静息位向另一侧偏移。

本文发现, 由于半规管的初始角加速度相同, 5 条嵴顶偏移曲线在加速阶段几乎重合 [见图 4(c)]。当加速作用时间持续增加时, 嵴顶的偏转位移也随之增加, 即曲线的拐点位置逐渐向右侧偏移, 拐点对应的横坐标时间分别为 1.2、1.3、1.4、1.5、1.6 s。该结果与式(20)所得结论一致, 具体来说, 就是在嵴顶偏移变形尚未达到极值前, 嵴顶某时刻的偏转量与加速度作用时间相关。但是, 加速

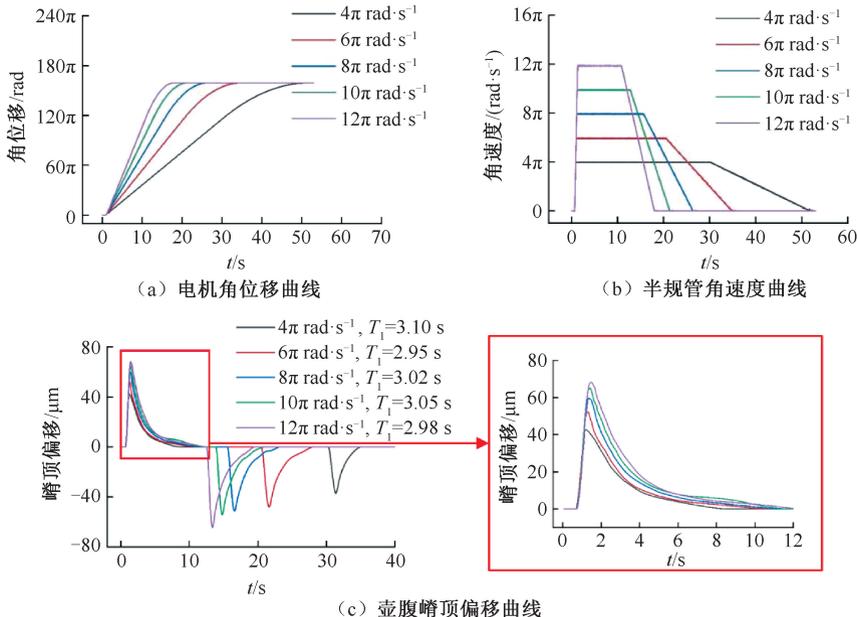


图 4 恒定角加速度刺激实验

Fig. 4 Constant angular acceleration stimulation experiment (a) Motor angular displacement curve, (b) Angular velocity curve of semicircular canal, (c) Ampullary cupula offset curve

时间的延长对半规管系统的长时间常数 T_1 没有影响。当半规管进入匀速旋转阶段,嵴顶缓慢回归至静息位,说明嵴顶不受角速度刺激的影响,即角速度对半规管感知无影响。这是由于半规管在匀速运动时,惯性力为 0,而此时的嵴顶不再受内淋巴惯性力作用,因此会在自身弹性力的驱动下,恢复弹性形变,逐渐回归到静息位。

2.3 恒定角速度刺激实验

将模型置于单向角加速度实验装置中,电机最大转速设定为 8π rad/s,角加速度分别设定为 14.8π 、 2.2π 、 1.2π 、 0.6π rad/s²。半规管的角位移曲线和角速度曲线如图 5(a)、(b)所示。半规管分为 3 个运动阶段:① 加速;② 匀速;③ 减速静止。嵴顶变形响应如图 5(c)所示:① 迅速向一侧偏移;② 从最大变形位移逐渐回归到静息位;③ 从静息位向另一侧偏移。

在半规管系统的加速阶段,角加速度越大,嵴顶的变形响应会越迅速。本实验中壶腹嵴顶在两种旋转刺激下的变形曲线与 Baloh 等^[19] 人体临床慢相眼速曲线一致,均体现出了半规管系统对角加速度刺激的敏感性。由式(20)可知,在角加速度的

持续作用下,嵴顶偏移量与半规管系统受到的角加速度呈线性相关。于立身^[18] 研究认为,角加速度作用时间在 2 s 内时,半规管系统能够准确反映头动的速度和角度。因此,本文选取偏移曲线中角加速度作用时间为 1.8 s 时刻的嵴顶偏移量,研究其与所受角加速度的关系[见图 5(d)]。经线性拟合后可以看出,当半规管系统处于角加速度的持续作用下,嵴顶偏移量与所受角加速度呈线性关系,与本文的理论推导结果完全一致。

2.4 正弦摆动刺激实验

对于人体半规管而言,0.07~0.50 Hz 被称为低频带,0.5~5.0 Hz 被称为中频带(大多数人类日常头部活动范围),5~10 Hz 被称为高频带。将半规管置于正弦摆动实验装置中,施加频率为 0.07~5.00 Hz 的正弦摆动,测量半规管系统的增益和相位差。作为临床上人体半规管的重要功能指标^[23],在本实验中增益反映了嵴顶变形偏移量与电机输出角位移的比值,相位差反映了壶腹嵴顶变形与输出正弦运动之间的时相关系。

实验结果表明,随着正弦摆动频率的增加,半规管系统的增益随之增大,而相位差先是在

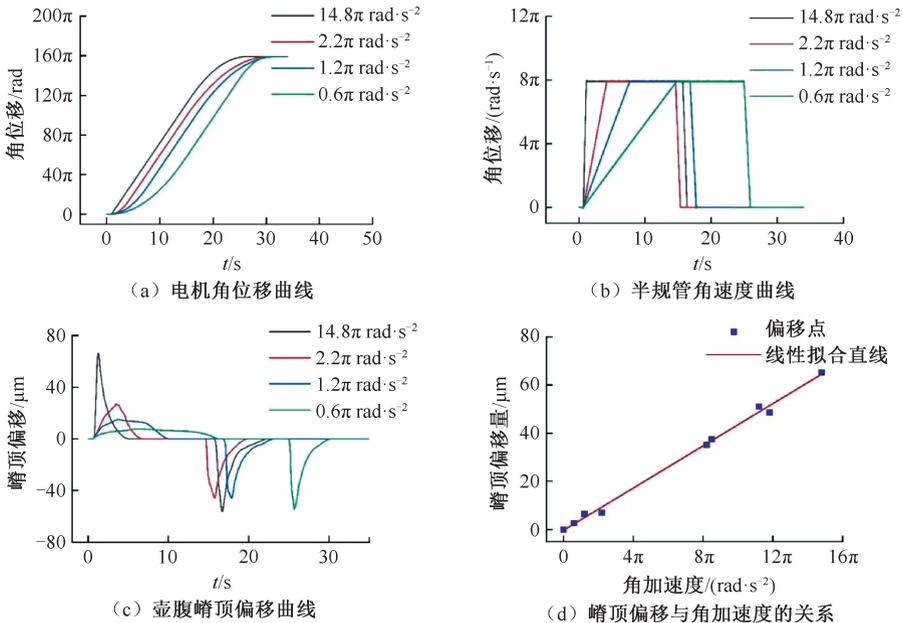
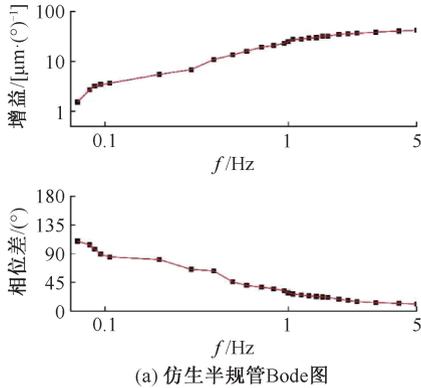


图 5 恒定角速度刺激实验

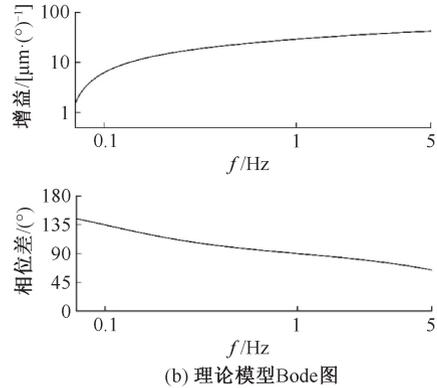
Fig. 5 Constant angular velocity stimulation experiment (a) Motor angular displacement curve, (b) Angular velocity curve of semicircular canal, (c) Ampullary cupula offset curve, (d) Relationship between cupula displacement and angular acceleration

0.07 Hz 到 0.5 Hz 间迅速下降,后又在 0.5 Hz 到 5 Hz 间趋于平缓[见图 6(a)]。使用 MATLAB 软件绘制式(16)传递函数的频率特性 Bode 图,得到的理论结果如图 6(b)所示。

将实验结果与理论结果进行对比,发现两者在中低频段具有较好的一致性。就幅频特性而言,两



(a) 仿生半规管Bode图



(b) 理论模型Bode图

图 6 正弦摆动刺激实验

Fig. 6 Sinusoidal oscillation stimulation experiment (a) Bode diagram of biomimetic semicircular canal, (b) Theoretical model Bode diagram

3 讨论

半规管壶腹嵴顶在前庭系统中扮演着“高通滤波器”的角色,其状态与输入的角速度和角加速度密切相关^[7]。在近年对半规管感知理论的研究中,Obrist^[24]利用壶腹嵴顶的变形位移推导出头部角运动的函数表达式,证明了嵴顶偏移与角速度存在正比关系,但目前半规管流体动力学研究领域中主流的观点认为,半规管壶腹嵴顶偏移和半规管角加速度成正比^[3]。至今为止,这一观点依然没有得到确切的共识。

本文基于人体半规管内部结构和工作机理,推导了嵴顶运动的理论函数,制备了与人体等比例的一维仿生半规管实体模型,在最大程度上还原真实半规管的功能特点。通过对半规管模型施加 3 种旋转刺激,验证了半规管壶腹嵴顶的偏移量与半规管角加速度呈线性正相关,这与理论推导中二阶过阻尼扭摆模型的结论一致。此外,动态频率特性实验结果表明,随着正弦振荡刺激频率的增加,半规管的增益增加且相位差减小,半规管系统对中高频的刺激更敏感,响应更快,与理论推导结论一致。

相较于临床眼震实验,本文所制备的仿生半规

者在对数坐标系中保持几乎相同的增益,并且都呈现出上升趋势。在相频特性方面,随着正弦摆动频率的增加,两者的相位差皆呈下降趋势,即响应速度更快。其次,相位差的实验结果比理论结果总体偏小,主要原因是齿轮齿条的啮合误差使得正弦响应的波峰提前。

管模型避免了神经系统的干扰,并且实验结果更加精确有效。同样地,与对前庭半规管的有限元研究相比,本模型充分考虑了重力对管内壁上下压力的影响,从而使得实验结果更为真实。然而,本文仍存在一定的不足之处。在正弦摆动刺激实验中,齿轮齿条的啮合误差会导致相位差与理论值相比偏小。为了减小这种误差,后续可考虑选择模数更小的齿轮齿条。

4 结论

本研究制备的仿生半规管模型具有与人体半规管相似的传感特性,可为人体半规管工作原理研究提供直观参考,在未来对人体半规管的功能评估和疾病检测中有望发挥重要作用。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:张文莹负责实验设计及论文撰写;张禹负责实验操作指导;文先华、戴俊杰负责数据采集和分析;边义祥、姜亚妮负责论文指导及修改。

参考文献:

- [1] CARDULLO F, STANCO A, HOSMAN R. The somatosensory system: Physiology and models [C]//

- Proceedings of AIAA Modeling and Simulation Technologies Conference, Toronto: AIAA Journal, 2010; 357-374.
- [2] HASHIMOTO S, NAGANUMA H, TOKUMASU K, *et al.* Three-dimensional reconstruction of the human semicircular canals and measurement of each membranous canal plane defined by Reid's stereotactic coordinates [J]. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 2005, 114(12): 934-938.
- [3] RABBITT RD. Semicircular canal biomechanics in health and disease [J]. *J Neurophysiol*, 2019, 121(3): 732-755.
- [4] ICHIJO H. Can caloric testing evaluate the function of vertical semicircular canals? [J]. *Acta Otolaryngol*, 2011, 131(7): 716-721.
- [5] RAMAT S. Understanding the rotational vestibular ocular reflex: From differential equations to Laplace transforms [J]. *Prog Brain Res*, 2019(248): 29-44.
- [6] 吴翔, 于申, 沈双, 等. 半规管在不同头位下的生物力学响应和对应眼震的定量分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 96-97.
- [7] OBRIST D, HEGEMANN S, KRONENBERG D, *et al.* *In vitro* model of a semicircular canal: Design and validation of the model and its use for the study of canalithiasis [J]. *J Biomech*, 2010, 43(6): 1208-1214.
- [8] GRANT W. Vestibular mechanics [M]. Boca Raton: CRC Press, 2003.
- [9] 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.
- [10] CURTHOYS IS, OMAN CM. Dimensions of the horizontal semicircular duct, ampulla and utricle in the human [J]. *Acta Otolaryngol*, 1987, 103(3-4): 254-261.
- [11] RAJGURU SM, IFEDIBA MA, RABBITT RD. Three-dimensional biomechanical model of benign paroxysmal positional vertigo [J]. *Ann Biomed Eng*, 2004, 32(6): 831-846.
- [12] SCHUBERT MC, MINOR LB. Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction [J]. *Phys Ther*, 2004, 84(4): 373-385.
- [13] IGARASHI M. Dimensional study of the vestibular apparatus [J]. *Laryngoscope*, 1967, 77(10): 1806-1817.
- [14] 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.
- [15] RABBITT RD, DAMIANO ER, GRANT J W. Biomechanics of the semicircular canals and otolith organs [M]//The vestibular system. New York: Springer New York, 2004: 153-201.
- [16] BAE SH, SON SR, KUMAR SAKAR S, *et al.* Evaluation of the potential anti-adhesion effect of the PVA/Gelatin membrane [J]. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2014, 102(4): 840-849.
- [17] BALOH RW, HALMAGYI GM, ZEE DS. The history and future of neuro-otology [J]. *Continuum*, 2012, 18(5): 1001-1015.
- [18] 于立身. 前庭功能检查技术 [M]. 西安: 第四军医大学出版社, 2013.
- [19] BALOH RW, HONRUBIA V, KERBER KA. Baloh and Honrubia's clinical neurophysiology of the vestibular system [M]. New York: Oxford University Press, 2010.
- [20] 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.
- [21] 吴翔, 沈双, 刘文龙, 等. 人内耳半规管嵴顶时间常数的定量分析 [J]. *医用生物力学*, 2022, 37(5): 895-901.
- WU X, SHEN S, LIU WL, *et al.* Quantitative analysis on cupula time constant of semicircular canals in human inner ear [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(5): 895-901.
- [22] RABBITT RD, DAMIANO ER. A hydroelastic model of macromechanics in the endolymphatic vestibular canal [J]. *J Fluid Mech*, 1992, 238(5): 337-369.
- [23] ZALEWSKI CK, MCCASLIN DL, CARLSON ML. Diagnosis and treatment of vestibular disorders [M]//Rotary chair testing. New York: Springer International Publishing, 2019: 75-98.
- [24] OBRIST D. Fluidmechanics of semicircular canals-revisited [J]. *Z Angew Math Phys*, 2008, 59(3): 475-497.