

耳蜗结构对低频信号频散特性的影响^{*}

李 特, 刘少宝, 李蒙蒙, 吴 莹, 李跃明

(机械结构强度与振动国家重点实验室(西安交通大学), 西安 710049)

摘要: 耳蜗是人体最为精密的力学元器件,能处理频率从几十到几万赫兹的声信号.实验研究表明,声波进入耳蜗后,沿着基底膜传播,基底膜能够将不同频率的声信号分散到不同的位置,并为位于基底膜上的毛细胞所感知,就像一个天然的 Fourier(傅里叶)滤波器.在 von Békésy 行波理论框架体系下,基于 Manoussaki 等的三维螺旋基底膜流固耦合耳蜗模型,考虑耳蜗导管高度和基底膜刚度均为纵向梯度变化,推导出基底膜声波传播的频散方程,分别分析了基底膜刚度和耳蜗导管高度对频散特性的影响.发现耳蜗内淋巴液的存在大大提高了耳蜗对低频信号的处理能力,且捕获频率随基底膜刚度和耳蜗导管高度的减小而降低,两者梯度变化在声信号调制中起协同作用.最后,以人、沙鼠和豚鼠的具体耳蜗参数为例,得到 3 种生物耳蜗频率-点位图,并验证了低频段模型预测的正确性.比较分析了耳蜗频散功能与生物适应性之间的关系.

关键词: 耳蜗; 基底膜(BM); 低频信号; 频散特性; 频率-点位图

中图分类号: R318.08 **文献标志码:** A

doi: 10.3879/j.issn.1000-0887.2014.08.007

引 言

从声音到听觉转换过程中,耳蜗扮演着举足轻重的作用.耳蜗形似蜗牛外壳,呈空间螺旋结构,其中下端较粗为蜗底,上端较细为蜗顶.耳蜗被基底膜和前庭膜分成了前庭阶、鼓阶和蜗管 3 个螺旋小管道.其中蜗管是充满内淋巴液的封闭管道,前庭阶和鼓阶充满外淋巴液.耳蜗结构和基底膜的力学性质是梯度变化的.进入耳蜗的声波混合着从低到高的各种频率,其沿着基底膜传播时,不同频率的声波在有特定刚度的位置有最大振幅,之后便迅速减少.其对应频率的声信号能够被该位置的毛细胞感知,因此称这一频率为该位置的捕获频率.耳蜗基底膜能够将不同频率的声信号分离,就像一个天然的 Fourier 滤波器.

20 世纪 50 年代 von Békésy^[1]建立了行波理论(travelling wave theory).行波理论认为声波进入耳蜗后,通过激励基底膜的底部,在基底膜上形成行波,不同频率的波传递到基底膜的特定位置使得此处振幅最大.行波理论很好地解释了耳蜗的分频机制.

耳蜗结构的特殊性(空间螺旋结构)和基底膜所处环境的复杂性(两侧的管腔内充满淋巴液)使得耳蜗数学模型的建立以及求解异常困难,早期的研究无论在模型上还是在求解上都

* 收稿日期: 2013-11-19; 修订日期: 2014-06-24

基金项目: 国家自然科学基金(11272242; 91016008)

作者简介: 李特(1991—),男,湖北人,硕士生(E-mail: liter356@163.com);

吴莹(1967—),女,安徽人,教授,博士生导师(通讯作者, E-mail: wying36@163.com).

做了极大的简化. Leveque 等^[2]建立了考虑流体粘性的二维耳蜗模型,用 Fourier 变换将模型进行简化,得到了基底膜的频率响应特性,但此结果只能分析基底膜上几个固定点的频率特性. Allen^[3]在求解二维耳蜗流体动力学模型时,用 Green(格林)函数方法得到了稳定的频域积分方程,但所得幅频特性曲线与实验结果差距较大.

随着数值计算学科的发展,近年来人们开始关注三维耳蜗模型的研究. Givelberg 等建立了三维螺旋状耳蜗模型,并利用了浸入边界法求解^[4],证明了建立人耳三维有限元模型对研究其力学特性是有效的^[5]. 此后,国内学者王学林等建立了外耳道、中耳和耳蜗的集成有限元模型,得到了基底膜响应随频率的变化曲线及基底膜频率-位点图^[6],并提出了蜗窗等效激励力计算方法^[7].

近年来,基于 von Békésy 行波理论模型的研究也取得了巨大进展. Manoussaki 等^[8-9]建立了三维螺旋耳蜗流-固耦合模型,得到曲率影响耳蜗内低频声波的能量分布,螺旋耳蜗(特别是顶部)使得低频声波的能量分布向耳蜗外壁偏移,揭示了耳蜗螺旋外形不仅减少耳蜗的体积,同时增强了耳对低频信号的处理能力,降低了听觉的低频极限(low-frequency hearing limits). 但是,这一工作仅考察了耳蜗螺旋曲率对低频信号的影响,未能解释耳蜗的频散机制. 因此,在 von Békésy 行波理论体系下,本文采用解析方法重点研究耳蜗基底膜的频散特性. 本文基于 Manoussaki 等建立的三维耳蜗流固耦合振动模型,考虑耳蜗导管高度和基底膜刚度的梯度变化,推导出基底膜声波传播的频散方程,并依据此方程研究耳蜗导管高度和基底膜刚度对基底膜上声波频散特性的影响. 最后以人、沙鼠和豚鼠的具体耳蜗参数为例,得到 3 种生物耳蜗频率-位点图,并分析了耳蜗频散功能与生物适应性之间的关系.

1 耳蜗基底膜流固耦合振动模型

耳蜗是一个三维螺旋状截面接近圆形的管道,管道内充满淋巴液,基底膜将其分隔成上下两个对称的腔:前庭阶和鼓阶. 基底膜振动方向沿膜的法线方向,所以可以忽略它的其他几何因素影响,仅考虑其轴线方向上的螺旋结构(图 1(a)), R_m 为耳蜗导管中线到耳蜗螺旋轴的距离,设 $R_m(\varphi) = e^{\alpha\varphi}$ ^[9], φ 是从蜗底开始绕蜗管中线旋转走过的角度, α 为耳蜗导管曲率半径变化系数, α 越大 R_m 增加越快. 为了简化建模和计算方便,将前庭阶和鼓阶截面简化为以基底膜为对称轴的两个面积相等的矩形(图 1(b)、(c)). 采用柱坐标系,原点 O 固结在耳蜗底部横截面基底膜的中点上, z 轴垂直于基底膜平面, z 是导管内任一点到基底膜中轴线的垂直距离;在基底膜平面上, θ 是从耳蜗底部开始基底膜中轴线转过的角度, r 为基底膜平面内任一点到基底膜中轴线的水平距离^[8]. 设耳蜗管腔某一个矩形截面的宽度为 $2r_w$, 高为 $2H$, 即 $r \in [-r_w, r_w]$, $z \in [-H, H]$.

假设耳蜗内的淋巴液为不可压缩且无旋的理想流体^[8]. 设速度为 $\boldsymbol{v} = \nabla\Phi$, Φ 为流体速度势函数. 则质量守恒方程为

$$\nabla^2\Phi = 0, \quad (1)$$

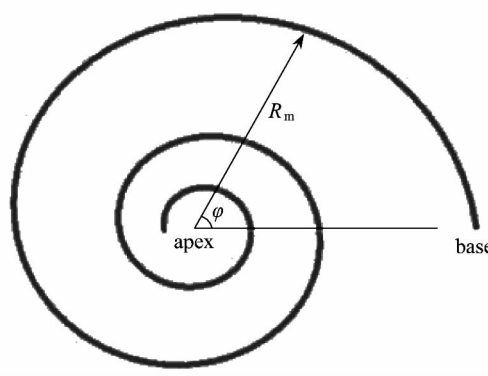
式中柱坐标 Laplace 算子:

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}.$$

若下导管内淋巴液的压力为 P_2 , 淋巴液的密度为 ρ , 那么下导管的线性化动量方程可表示

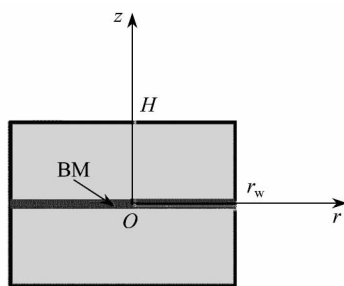
为

$$P_2 + \rho \frac{\partial \Phi}{\partial t} = 0. \tag{2}$$



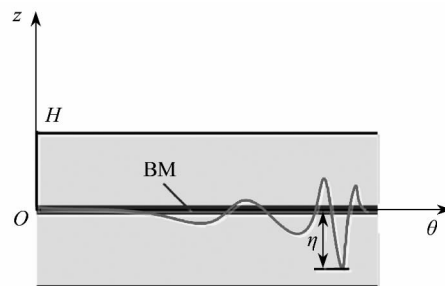
(a) 耳蜗平面螺旋结构

(a) A 2D spiral of the cochlear structure



(b) 耳蜗横截面

(b) A cross section of the cochlea



(c) 耳蜗截面侧视图

(c) Lateral view of the cochlea

图1 耳蜗结构模型和坐标系

Fig.1 The structural model and coordinates for the cochlea

将基底膜简化为一薄膜结构,膜振动位移发生在垂直于膜的 z 方向上,并且可以以波的形式沿膜纵向方向传递.在基底膜纵向方向上,基底膜的刚度是变化的,而作用在基底膜上的力由上下导管内淋巴液的压力,基底膜的惯性质量及其内摩擦力组成^[3].由于结构对称,基底膜上下导管内淋巴液的压力 P_1, P_2 大小相等,方向相反,即 $P_1 = -P_2$.因此在单位长度基底膜表面的振动方程为

$$m \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} + \beta \frac{\partial \eta}{\partial t} + \kappa \eta = P_2 - P_1 = 2P_2, \tag{3}$$

其中, η 为基底膜的法向位移, m 为基底膜单位长度的质量, β 为阻尼系数, κ 是基底膜的刚度,在基底膜纵向方向上,基底膜的刚度是变化的. Manoussaki 等的理论分析中认为 κ 是不变的常数,本文中 κ 是随基底膜位置变化的函数.同时认为相邻区域之间没有弹性耦合.

根据耳蜗的实际情况可知,模型基本方程满足如下的边界条件和连续条件.耳蜗导管上下壁面假设为刚性,且无液体渗透,即满足如下无流边界条件:

$$V_z \Big|_{z=\pm H} = \frac{\partial \Phi}{\partial z} = 0. \tag{4}$$

假设基底膜振动时,淋巴液与基底膜保持连续,可得基底膜界面连续条件:

$$\frac{\partial \eta}{\partial t} = \frac{\partial \Phi}{\partial z}. \quad (5)$$

2 频散方程及低频下频散关系

假设式(1)中速度势函数 Φ 的分离变量表达式和通解为

$$\Phi(r, \theta, z, t) = \phi(r, \theta) Z(z) T(t), \quad (6a)$$

$$\Phi(r, \theta, z, t) = \phi_0(r, \theta) Z(z) e^{i[\omega t - \int_0^\theta K(\theta) R_m(\theta) d\theta]}, \quad (6b)$$

式(6b)中, ϕ_0 是随 θ 缓慢变化的函数 K 是轴向波数 ω 是外激励频率.

将 Φ 的分离变量式(不考虑时间项)(6a)代入式(1)得

$$\nabla^2 \phi Z + \frac{d^2 Z}{dz^2} \phi = \left(\frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \phi}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial \theta^2} \right) Z + \frac{d^2 Z}{dz^2} \phi = 0. \quad (7)$$

将式(7)具有相同变量的项移到方程的同一侧,并设等式两边的值为一常数,得

$$\frac{\nabla^2 \phi}{\phi} = - \left(\frac{d^2 Z/dz^2}{Z} \right) = -\mu^2, \quad (8)$$

其中, μ 为分离变量常数. 等式(8)的后半部分联合无流边界条件式及式(6a)得

$$\frac{d^2 Z(z)}{dz^2} = \mu^2 Z(z), \quad \left. \frac{dZ}{dz} \right|_{z=-H} = 0. \quad (9)$$

常微分方程(9)的解可表示为

$$Z(z) = A_0 \cosh[\mu(z+H)], \quad (10)$$

式(10)中, A_0 为待定常数. 进而可得 Φ 的表达式:

$$\Phi(r, \theta, z, t) = \phi_0(r, \theta) A_0 \cosh[\mu(z+H)] e^{i[\omega t - \int_0^\theta K(\theta) R_m(\theta) d\theta]}, \quad (11)$$

式(11)中, $\phi_0(r, \theta) = A(\theta) C[\mu(r+R_m)]$, 其中 $C[\mu(r+R_m)]$ 为满足 Bessel(贝塞尔)方程的柱函数.

将式(11)代入方程(2), 频域分析得

$$P_2 = -\rho \frac{\partial \Phi}{\partial t} = -i\rho\omega \cdot \phi_0(r, \theta) A_0 \cosh[\mu(z+H)] \cdot e^{i[\omega t - \int_0^\theta K(\theta) R_m(\theta) d\theta]} = -i\rho\omega\Phi. \quad (12)$$

同理可得, 振动的频域分析中 $\partial\eta/\partial t = i\omega\eta$, $\partial^2\eta/\partial t^2 = -\omega^2\eta$, 将它们代入基底膜的振动方程(3)得

$$2P_2 = (\kappa - m\omega^2 + i\omega\beta)\eta. \quad (13)$$

再将表达式(11)代入连续边界条件(5), 得

$$i\omega\eta = \frac{\partial \Phi}{\partial z} = \mu A_0 \phi_0(r, \theta) \sinh[\mu H] e^{i[\omega t - \int_0^\theta K(\theta) R_m(\theta) d\theta]}. \quad (14)$$

将表达式(14)代入式(13), 联立式(12), 得到方程:

$$-2i\rho\omega\Phi = (\kappa - m\omega^2 + i\omega\beta) \frac{1}{i\omega} \frac{\partial \Phi}{\partial z}, \quad (15)$$

进而可推得如下频散关系:

$$\mu H \tanh(\mu H) = \frac{2H\rho\omega^2}{\kappa - m\omega^2 + i\omega\beta}. \quad (16)$$

式(16)即为耳蜗基底膜振动的频散方程,它描述了基底膜振动角频率 ω 与耳蜗导管高度 H 、淋巴液密度 ρ 、基底膜刚度 κ 的本征关系.

频散关系式(16)中,分离常数 μ 的值依赖于波长 λ (或频率),导致其取值在整个频率范围无法确定.但是,当声波频率较低时, μ 的取值与波数接近,即 $\mu \approx K^{[8]}$.其中波数 $K = 2\pi/\lambda$,那么低频时 $\mu \approx 2\pi/\lambda$.在频率较低情况下,当 λ 足够大时,即使 λ 取值范围变化大, μ 的值变化也只在一定范围内.因此,当频率低于某一临界频率,使用常数 μ 来确定其频散关系是合理的,如图2所示.耳蜗导管高度 H 的数量级为 $10^{-4} \sim 10^{-3}$ (单位:m),当 $\mu = 10$ 时, $\mu H \ll 1$,这时 $\tanh(\mu H) \approx \mu H$.同时忽略阻尼的影响,频散方程(16)可近似为

$$\mu^2 H^2 = \frac{2H\rho\omega^2}{\kappa - m\omega^2}. \quad (17)$$

从式(17)还可得到基底膜振动频率:

$$f = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\mu^2 H \kappa}{2\rho + \mu^2 m H}}. \quad (18)$$

从上式可以看到,当 $\rho = 0$ 时,即耳蜗导管中没有淋巴液 $f = (1/2\pi) \sqrt{\kappa/m}$,此时基底膜振动频率退化为弹簧振子的固有频率.当 $\rho \neq 0$ 时,即耳蜗导管中充满淋巴液时,大大降低了基底膜振动的固有频率.表明耳蜗导管中淋巴液的存在,通过淋巴液与基底膜的耦合振动,使得基底膜与上下导管内的淋巴液耦合成一个整体,对基底膜振动的影响表现为刚度降低和质量增加,从而耦合作用的存在降低了基底膜振动的固有频率,使得基底膜在外激励频率较低时,同样能产生共振响应,增强了对低频声信号的捕获能力.

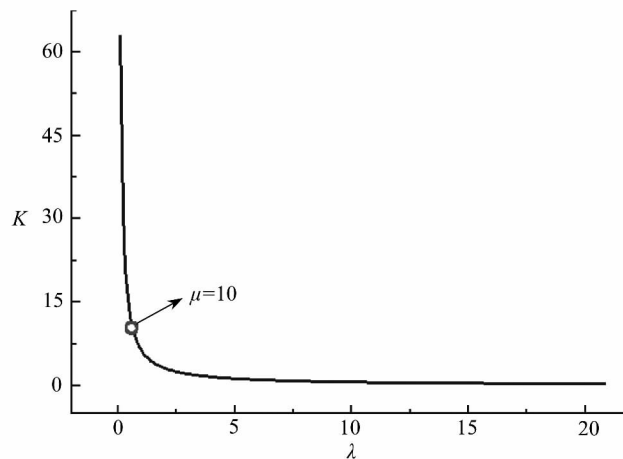
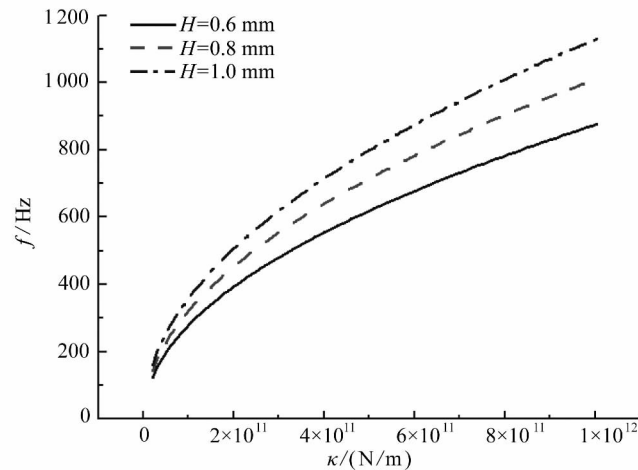
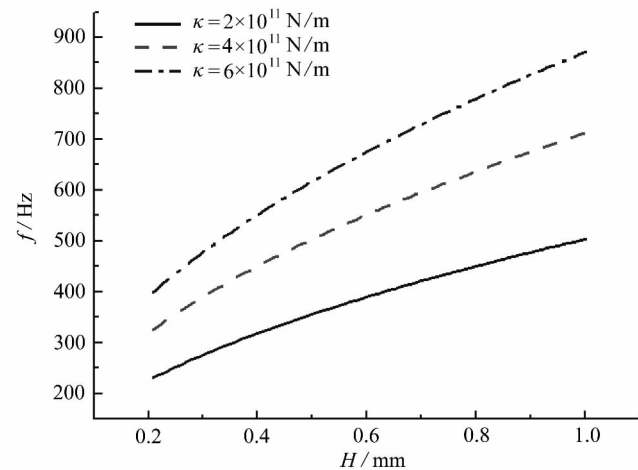


图2 波数 K 与波长 λ 的关系及 μ 的取值

Fig.2 Relationship between number of waves K and length of wave λ , and the value of μ

根据式(18)可以得到基底膜振动随刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 的频散曲线.其中,图3为频率随刚度 κ 变化的曲线,图4为频率随耳蜗导管高度 H 的变化曲线.从图中可以看到,当刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 增大时,可捕捉到的外激励频率也随之增大.这说明基底膜刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 的梯度变化在声信号调制中起协同作用.但是由于刚度 κ 的变化范围大于耳蜗导管高度 H ,因此基底膜刚度变化的频散作用比蜗管高度变化的作用要大.

图3 频率 f 与基底膜刚度 κ 的关系Fig.3 Relationship between frequency f and basilar membrane stiffness κ of the cochlea图4 频率 f 与耳蜗导管高度 H 的关系Fig.4 Relationship between frequency f and duct height H of the cochlea

3 3 种动物耳蜗的频散特性分析

为了说明不同动物耳蜗基底膜频散特性的差异性,选取人(human)、豚鼠(guinea pig)和沙鼠(gerbil)作为研究对象.3种动物的低频极限分别为31 Hz、47 Hz、56 Hz^[9],耳蜗所处理的低频段信号均在本文分析的频段范围之内.耳蜗的解剖与力学实验表明,基底膜刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 沿耳蜗纵向梯度变化较为明显,其变化规律可用相应的拟合函数描述.表1分别列出了人、沙鼠和豚鼠3种动物耳蜗基底膜的长度、刚度和耳蜗导管高度的函数表达式及变化范围.其中基底膜刚度 κ 与基底膜的弹性模量和截面形状有关,其对应的计算公式^[1]如下:

$$\kappa = c \frac{Eh^3}{s^4}, \quad (19)$$

式中, c 为刚度的无量纲常数,与基底膜的轴向边界条件有关,取值25~60,本文取 $c=36$; E 为基底膜弹性模量; h 为平均基底膜厚度,人耳取值0.2 mm; s 为基底膜平均宽度,人耳取0.5

mm. 从表 1 可看出 3 种生物的耳蜗导管高度 H 沿弧长均为线性变化; 而基底膜刚度 κ 沿弧长的变化规律有不同的表现形式: 人和豚鼠均为线性变化, 而沙鼠为指数变化. 相应变化曲线如图 5 和图 6 所示. 图中容易比较 3 种生物的耳蜗基底膜刚度和耳蜗导管高度沿导管方向都是逐渐降低的; 人的耳蜗基底膜相比其它两种生物的更长, 而基底膜刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 沿弧长的变化梯度更小. 结合前面所得的结论分析可知, 人的耳蜗所能接收到的外激励频率信号可以更好地分散到较宽的基底膜纵向范围上, 说明人的耳蜗在接受外界激励信号方面更加细致化, 对信号具有较长的响应区段.

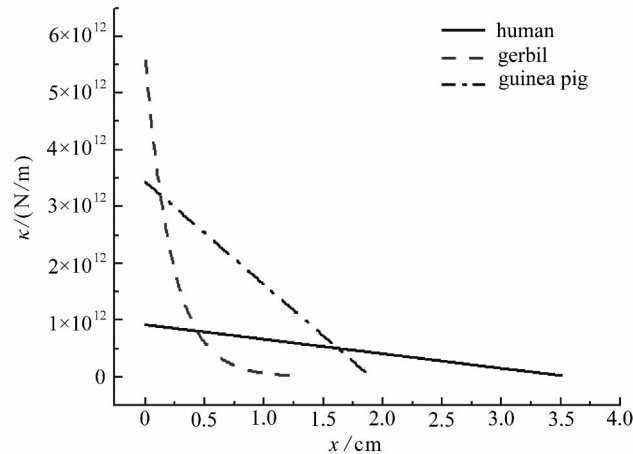


图 5 刚度 κ 随弧长 x 的变化

Fig. 5 Basilar membrane stiffness κ vs. BM length x of the cochlea

表 1 3 种生物耳蜗基底膜刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 随弧长 x 变化

Table 1 Changes of basilar membrane stiffness κ and duct height H of the cochlea with BM length x

BM length	duct height H / m		BM stiffness κ / (N / m)		
	x / cm	function expression	value range	function expression	value range
human	3.50	$1.00 \times 10^{-3}(1 - x/8.00)$ ^[9]	$[0.56 \times 10^{-3}, 1.00 \times 10^{-3}]$	$9.22 \times 10^8(1 - x/3.60)$ ^[10]	$[2.56 \times 10^{10}, 9.216 \times 10^{11}]$
gerbil	1.20	$8.70 \times 10^{-4}(1 - x/2.00)$ ^[11]	$[0.35 \times 10^{-3}, 0.87 \times 10^{-3}]$	$2.00 \times 10^9 e^{1.024-4.43x}$ ^[12]	$[2.74 \times 10^{10}, 5.569 \times 10^{12}]$
guinea pig	1.85	$0.90 \times 10^{-3}(1 - x/2.56)$ ^[13]	$[0.25 \times 10^{-3}, 0.90 \times 10^{-3}]$	$3.44 \times 10^9(1 - x/1.9)$ ^[13]	$[9.00 \times 10^{10}, 3.440 \times 10^{12}]$

再根据式(18), 进一步结合基底膜刚度 κ 和耳蜗导管高度 H 沿基底膜纵向的梯度变化, 将基底膜的捕获频率映射到基底膜上不同位置, 便可以得到耳蜗沿基底膜纵向的频散特征曲线, 即基底膜的频率-点位图, 如图 7 所示. 比较了人和豚鼠的理论预测耳蜗频率-点位图与相对应的实验结果^[1, 3, 6, 10, 14-15], 发现本文中所得的低频段频散关系理论预测结果与实验结果有较好的吻合, 能够较真实地反映耳蜗频散特性, 验证了低频段频散关系理论解的正确性. 此外, 从图 7 易知, 人耳蜗的频散特征曲线相比其他两种动物的较为平缓, 即人的耳蜗能较好地将所接受的外激励信号频率分散到较宽的纵向范围上. 这说明, 人的耳蜗在处理外界激励信号方面更加细致化, 对外激励信号频率展示出更好的分频特性, 尤其对低频信号也具有较高的分辨率. 正因为人耳蜗对外激励信号频率有较好的分频特性, 它才能更好地适应人类语言的交流, 因为人类语言的发声频率比较低, 而且音色丰富, 因此对低频信号需要有较高的分辨和处理能力. 生理学实验研究表明^[9], 越高等动物的耳蜗具有越低的极限频率, 本研究从某种程度上印证了这一实验结果. 而高等动物具有低频信号较强的处理能力是生物适应自然求得更好生存的结果.

果.

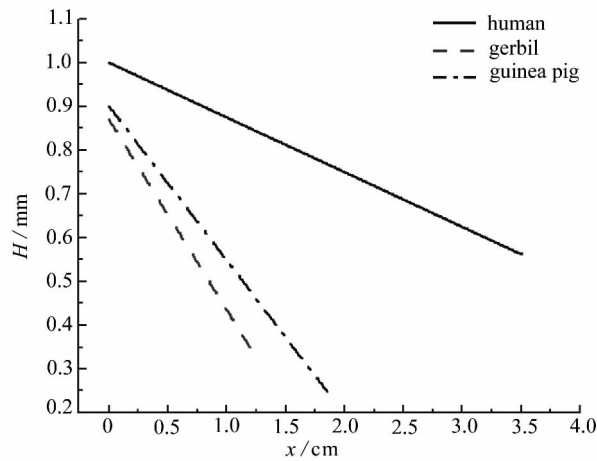


图 6 耳蜗导管高度 H 随弧长 x 的变化

Fig. 6 Duct height H vs. BM length x of the cochlea

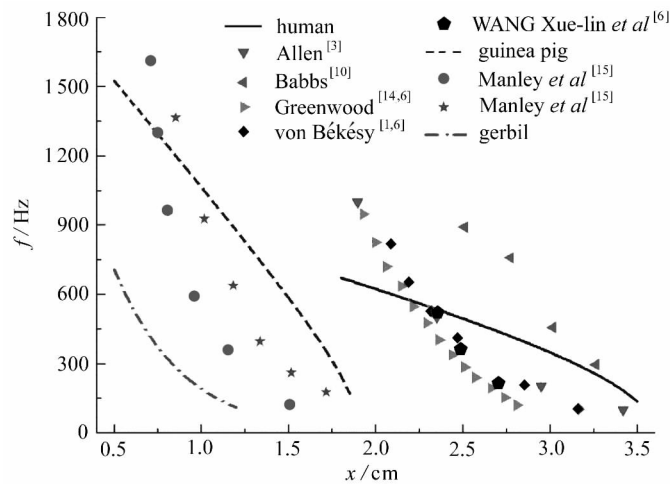


图 7 3 种动物耳蜗的频率-点位图和验证

Fig. 7 Frequency-position diagrams of the 3 animals and verification

4 结 论

本文基于 Manoussaki 等的耳蜗基底膜振动流固耦合模型,推导了低频下基底膜振动的频散关系,得到了关于截面刚度和耳蜗导管高度的频散曲线,以及反映基底膜分频特性的频率-点位图.发现了捕获外激励频率的大小随基底膜刚度和耳蜗导管高度的减小而降低,两者的梯度变化在声信号的调制中起协同作用,与蜗管高度的变化相比,基底膜刚度的变化对耳蜗的频散作用更明显;耳蜗导管内淋巴液与基底膜耦合作用,降低了基底膜振动的固有频率,使得基底膜在激励频率较低时产生共振响应,增强了耳蜗对低频信号的处理能力,提高了毛细胞感知低频信号的灵敏度;最后,通过人、沙鼠和豚鼠耳蜗的频率-点位图分析了 3 种动物耳蜗的频散特性与生物适应性之间的关系,进一步说明人的耳蜗对外激励信号频率有较好的分频特性.研究结果揭示了在低频段耳蜗对外激励信号频率捕捉的频散特性,有利于认识耳蜗的功能及工

作原理,并有望为人工耳蜗及声传感器设计和开发提供理论依据.

参考文献(References):

- [1] von Békésy G. *Experiments in Hearing* [M]. Wever E G transl. New York, Toronto, London: McGraw-Hill Book Company, Inc, 1960.
- [2] Leveque R J, Peskin C S, Lax P D. Solution of a two-dimensional cochlea model with fluid viscosity [J]. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 1988, **48**(1): 191-213.
- [3] Allen J. Two-dimensional cochlear fluid model: new results [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1977, **61**(1): 110-119.
- [4] Givberg E, Bunn J. A comprehensive three-dimensional model of the cochlea [J]. *Journal of Computational Physics*, 2003, **191**(2): 377-391.
- [5] 刘迎曦, 李生, 孙秀珍. 人耳传声数值模型 [J]. 力学学报, 2008, **40**(1): 107-113. (LIU Ying-xi, LI Sheng, SUN Xiu-zhen. Numerical model of human ear for sound transmission [J]. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2008, **40**(1): 107-113. (in Chinese))
- [6] 王学林, 周健军, 凌玲, 胡于进. 含主动耳蜗的人耳传声有限元模拟 [J]. 振动与冲击, 2012, **31**(21): 41-45. (WANG Xue-lin, ZHOU Jian-jun, LING Ling, HU Yu-jin. FE simulation of sound transmission in human ear with an active cochlea model [J]. *Journal of Vibration and Shock*, 2012, **31**(21): 41-45. (in Chinese))
- [7] 王学林, 胡于进. 蜗窗激励评价的有限元计算模型研究 [J]. 力学学报, 2012, **44**(3): 622-630. (WANG Xue-lin, HU Yu-jin. Numerical study on the effect of the floating mass transducer on middle ear sound transmission [J]. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2012, **44**(3): 622-630. (in Chinese))
- [8] Manoussaki D, Dimitriadis E, Chadwick R. Cochlea's graded curvature effect on low frequency waves [J]. *Physical Review Letters*, 2006, **96**(8): 88701.
- [9] Manoussaki D, Chadwick R S, Dimitriadis E. The influence of cochlear shape on low-frequency hearing [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2008, **105**(16): 6162-6166.
- [10] Babbs C F. Quantitative reappraisal of the Helmholtz-Guyton resonance theory of frequency tuning in the cochlea [J]. *Journal of Biophysics*, 2011, **54**(6): 1-16.
- [11] Kim N, Yoon Yongjin, Steele C, Puria S. Cochlear anatomy using micro computed tomography (μ CT) imaging in biomedical optics (BiOS) [J]. *Proc SPIE 6842, Photonic Therapeutics and Diagnostics IV*, 2008 **6842**: 1A-1.
- [12] Naidu R C, Mountain D C. Basilar membrane tension calculations for the gerbil cochlea [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 2007, **121**(2): 994-1002.
- [13] Wada H, Sugawara M, Kobayashi T, Hozawa K, Takasaka T. Measurement of guinea pig basilar membrane using computer-aided three-dimensional reconstruction system [J]. *Hearing Research*, 1998, **120**(1): 1-6.
- [14] Greenwood D D. A cochlear frequency-position function for several species—29 years later [J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1990, **87**(6): 2592-2605.
- [15] Manley G A, Narins P M, Fay R R. Experiments in comparative hearing: Georg von Békésy and beyond [J]. *Hearing Research*, 2012, **293**(1): 44-50.

Influences of the Cochlear Structure on the Dispersion of Low-Frequency Signals

LI Te , LIU Shao-bao , LI Meng-meng , WU Ying , LI Yue-ming
(*State Key Laboratory for Strength and Vibration of Mechanical Structures*
(*Xi'an Jiaotong University*) , Xi'an 710049 , P. R. China)

Abstract: The cochlea is the most precise mechanical component in a human body. With frequencies from dozens to thousands of Hertz , acoustic signals can be processed by the cochlea and captured by the sensory hair cells on the basilar membrane (BM) . Experimental research shows that sound waves of different frequencies are scattered at different positions along the basilar membrane as a natural Fourier filter. Based on Manoussaki's 3D fluid-solid coupling model for the spiral cochlear basilar membrane and in addition according to the longitudinal gradients of the cochlear duct height and the BM stiffness , a dispersion equation for the acoustic wave propagation along the basilar membrane was deduced. The influences of the duct height and the BM stiffness on the dispersion characteristics were analyzed. It is found that existence of the cochlear endolymph greatly increases the low-frequency signal processing ability , and the capture frequency reduces with the decreases of both the BM stiffness and the duct height. Finally , 3 examples of human , gerbil and guinea pig were empirically studied for verification. 3 frequency-position diagrams corresponding to the 3 animals respectively were obtained to prove the correctness of the proposed dispersion model , and reveal the relationship between the biological adaptability and the function of cochlear dispersion. This study is not only beneficial to understanding of the cochlear function but also promising to lay a theoretical basis for the development and design of sound sensors.

Key words: cochlea; basilar membrane(BM) ; low-frequency signal; dispersion; frequency-position diagram

Foundation item: The National Natural Science Foundation of China(11272242; 91016008)