

牙齿热疼痛流体动力学假说的证实与完善

林敏^{1,2}, 刘少宝¹, 牛林^{1,3}, 徐峰^{1,2,4}, 卢天健¹

(1. 西安交通大学生物医学工程与生物力学中心, 710049, 西安; 2. 西安交通大学生命科学与技术学院, 710049, 西安; 3. 西安交通大学医学院, 710061, 西安; 4. 哈佛大学医学院, 02115, 美国波士顿)

摘要: 基于牙齿热疼痛流体动力学假说,建立了牙体组织层状结构的生物热-力耦合模型,模拟了冷热刺激下牙本质小管的变形以及牙本质小管液的流动,从理论上证实了冷热刺激下牙本质小管的热变形是导致小管液快速流动的主要机理,阐释了牙髓神经放电特征,成功解释了牙齿在冷热刺激下分别表现为锐痛与钝痛的现象.首次从理论上证实并完善了 1962 年 Brännström 等人针对牙齿冷热疼痛机制提出的流体动力学假说.

关键词: 牙齿热疼痛;流体动力学假说;热-力耦合模型;本质小管变形;神经放电模式

中图分类号: Q66 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2011)12-0117-06

Modeling and Perfecting of Hydrodynamic Hypothesis for Tooth Thermal Pain

LIN Min^{1,2}, LIU Shaobao¹, NIU Lin^{1,3}, XU Feng^{1,2,4}, LU Tianjian¹

(1. Biomedical Engineering and Biomechanics Center, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 3. College of Medicine, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061 China; 4. Harvard Medical School, Boston, MA 02115, USA)

Abstract: Based on the hydrodynamic hypothesis for tooth thermal pain, a thermo-mechanical model is proposed to simulate dentinal fluid flow under thermal stimulation. It is found that, upon applying the thermal stimulation, other than thermally-induced fluid expansion/contraction, the deformation of dentine micro tubules is responsible for the rapid response of fluid flow in dentinal tubules. The mechanism underlying the difference in neural discharge patterns caused by cooling and those by heating is provided. It is the first time that the hydrodynamic hypothesis proposed by Brännström in 1962 is theoretically demonstrated and perfected.

Keywords: dental thermal pain; hydrodynamic hypothesis; thermo-mechanical model; dentinal tubule deformation; neural discharge pattern

在有关冷热刺激引发牙疼机制的各种假说中^[1-4],流体动力学假说被广泛接受.该假说指出,牙本质小管(见图 1a、图 1b、图 1c)内的本质小管液在冷热作用下发生的收缩、膨胀引起小管液流动,从而激活牙髓神经的机械力敏感伤害性感受器,最终导致疼痛感的产生^[5-6].文献^[7-8]通过动物实验观测到牙髓神经放电频率与液体的流速正相关.由此,人们推测牙本质小管液的流动在牙髓神经末梢上产生足够高的剪切力,由此激活神经末梢上的机械力敏

感离子通道,最终产生牙疼感觉^[9].

虽然已有大量的实验研究测量了冷热刺激下本质小管液的流动方向和流速^[9-13],但冷热刺激究竟如何引起本质小管液的定向流动仍是未解之谜.流体动力学假说认为,在冷热刺激下,本质小管液的流动纯粹是由于其自身的收缩、膨胀而引起的^[6],即本质小管液的流动只能在外界温度传递到牙本质层时才发生,因为本质小管液位于牙本质层中的本质小管内.然而,最近的实验研究^[11]发现,本质小管液的

收稿日期: 2011-05-10. 作者简介: 林敏(1982—),男,讲师;卢天健(通信作者),男,教授,博士生导师. 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(10825210,10872157); 国家“111 引智计划”资助项目(B06024).

网络出版时间: 2011-10-08

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20111008.0833.007.html>

流动发生于牙釉质和本质交界处的温度有明显变化之前. Andrew 等^[7]则发现,在施加冷热刺激后不到 1 s 的时间内就能观测到本质小管液的流动. 上述实验结果表明,流体动力学假说无法解释冷热刺激下本质小管液的流动机制.

在给牙釉质表面施加冷热刺激的同时, Linsuwanont 等^[14]采用应变片测量到牙髓腔壁面的快速弯曲变形,这种结构变形对冷热刺激的响应延迟与本质小管液流动的响应延迟基本一致. 该结果表明,本质小管在热应力下发生的结构变形可能是驱动本质小管液流动的主要原因. 目前,就此未见深入的研究报道.

为了探讨冷热刺激究竟如何引起牙本质小管液的定向流动,以及不同刺激条件下牙髓神经不同放电模式的机理,本文提出了一个热-力耦合模型,用于分析冷热刺激下牙齿的温度和热应力分布,模拟本质小管液的流动,并利用模拟结果讨论了本质小管液的流动机制;采用建立的牙体组织热-力耦合模型,模拟了冷热刺激下本质小管液流动方向和流速随时间变化的关系,解释了牙髓神经放电模式的区别.

1 建模

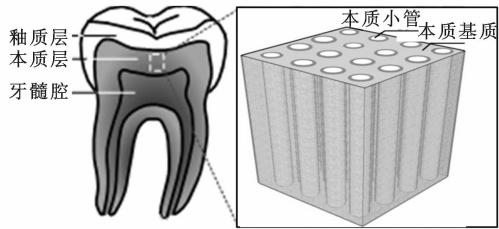
1.1 冷热刺激下牙体组织热-力耦合模型

为了定性分析牙齿热-力耦合行为和牙齿热疼痛机理,假设牙齿是由牙釉质、牙本质及牙髓层构成的一维多层结构,如图 1d 所示. 研究表明,对牙齿进行一维多层简化不会影响其热传导和热变形行为的基本特征^[14]. 由于本质小管液的体积占整个牙本质的体积不到 3%^[15],所以模拟过程不考虑本质小管液及其受到冷热刺激后的流动对温度的影响.

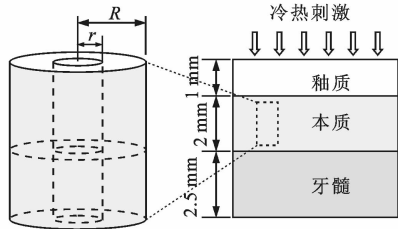
采用一维傅里叶导热模型模拟牙体组织的导热过程

$$\rho_i c_i \partial T(z,t) / \partial t = k_i \partial^2 T(z,t) / \partial z^2 \quad (1)$$

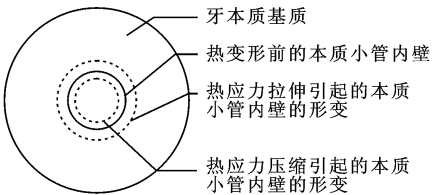
式中: i 为 1、2、3 分别代表牙釉质、牙本质和牙髓层; T 表示温度,它取决于时间 t 和位置 z ; k_i 、 c_i 和 ρ_i 分别代表第 i 层的导热系数、比热容和质量密度. 本文采用的牙组织物理特性如表 1 所示. 牙釉质表面受冷热水刺激时视为第三类边界条件,对流换热系数为 $500 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$. 在冷热刺激(持续 5 s)去除之后,牙釉质在对流换热系数为 $10 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 、环境温度 $25 \text{ }^\circ\text{C}$ 条件下冷却. 牙釉质、牙本质和牙髓层的初始温度均为 $37 \text{ }^\circ\text{C}$,牙髓层底部的温度假设始终保持不变($37 \text{ }^\circ\text{C}$),即第一类边界条件.



(a)剖面图 (b)牙本质局部显微结构示意图



(c)柱状空心牙本质小管 (d)一维层状模型



(e)图 1c 截取的截面区域

图 1 牙体组织生理结构及计算模型

表 1 人体牙组织的物理性质

材料参数	牙齿成分	量值	参考文献
$k/\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	釉质	0.81	[16]
	本质	0.48	[16]
	髓质	0.63*	[17]
$c_p/\text{mJ} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	釉质	0.71	[18]
	本质	1.59	[18]
	髓质	4.20*	[17]
$\rho/\text{g} \cdot \text{m}^{-3}$	釉质	2.80	[18]
	本质	1.96	[18]
	髓质	1.00*	[17]
E/GPa	釉质	94.00	[19]
	本质	20.00	[19]
ν	釉质	0.30	[20]
	本质	0.25	[19]
$\lambda/10^{-5} \text{ K}^{-1}$	釉质	1.696	[21]
	本质	1.059	[21]
	髓质	20.80*	[17]

注:表中加*数据等同于水的参数值^[17].

由于牙髓层是液体层,它只作为热传导介质,不会抑制牙釉质和牙本质的热变形,因此本文的一维

层状模型不考虑牙髓层中的热应力. 当冷热刺激作用于釉质层表面时,牙釉质外表面和牙本质内表面为自由表面,牙釉质与本质界面位移和应力连续,牙釉质和本质层内的热应力 $\sigma(z, t)$ 可为^[22]

$$\{\sigma(z, t)\}_e = \bar{E}_e(1 + \nu_e) \left\{ -\bar{\lambda}_e \Delta T + (a'_{11} + a'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T dz \right) + (b'_{11} + b'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T z dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T z dz \right) + z(b'_{11} + b'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T dz \right) + z(d'_{11} + d'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T z dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T z dz \right) \right\}$$
$$z_2 \leq z < z_1 \quad (\text{釉质层}) \quad (2a)$$

$$\{\sigma(z, t)\}_d = \bar{E}_d(1 + \nu_d) \left\{ -\bar{\lambda}_d \Delta T + (a'_{11} + a'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T dz \right) + (b'_{11} + b'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T z dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T z dz \right) + z(b'_{11} + b'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T dz \right) + z(d'_{11} + d'_{12}) \left(\int_{z_0}^{z_1} \bar{E}_e \bar{\lambda}_e \Delta T z dz + \int_{z_1}^{z_2} \bar{E}_d \bar{\lambda}_d \Delta T z dz \right) \right\}$$
$$z_1 \leq z < z_0 \quad (\text{本质层}) \quad (2b)$$

式中: $\Delta T = T(z, t) - T_0$, T_0 为参考温度(取初始温度 37 ℃), $\bar{E} = E/(1 - \nu^2)$; $\bar{\lambda} = (1 - \nu)\lambda$; E 、 ν 、 λ 分别为杨氏模量、泊松比、热膨胀系数;下标 e、d 分别表示牙釉质和本质. 伸展、耦合和弯曲刚度分别为

$$\left. \begin{aligned} A_{ij} &= \sum_{k=1}^2 (\bar{Q}_{ij})_k (z_k - z_{k-1}) \\ B_{ij} &= \frac{1}{2} \sum_{k=1}^2 (\bar{Q}_{ij})_k (z_k^2 - z_{k-1}^2) \\ D_{ij} &= \frac{1}{3} \sum_{k=1}^2 (\bar{Q}_{ij})_k (z_k^3 - z_{k-1}^3) \end{aligned} \right\} (i, j = 1, 2, 6) \quad (3)$$

式中: k 为 1 和 2 分别代表牙釉质和牙本质层; A_{ij} 、 B_{ij} 、 D_{ij} 分别为刚度矩阵 **A**、**B** 和 **D** 的元素,且

$$\left. \begin{aligned} a'_{11} &= [\mathbf{A}^{-1} \mathbf{B} (\mathbf{D} - \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1}]_{11} \\ a'_{12} &= [\mathbf{A}^{-1} \mathbf{B} (\mathbf{D} - \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B})^{-1} \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1}]_{12} \\ b'_{11} &= [-(\mathbf{A}^{-1} \mathbf{B}) (\mathbf{D} - \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B})^{-1}]_{11} \\ b'_{12} &= [-(\mathbf{A}^{-1} \mathbf{B}) (\mathbf{D} - \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B})^{-1}]_{12} \\ d'_{11} &= [(\mathbf{D} - \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B})^{-1}]_{11} \\ d'_{12} &= [(\mathbf{D} - \mathbf{B} \mathbf{A}^{-1} \mathbf{B})^{-1}]_{12} \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

层状结构的刚度矩阵定义为

$$\bar{Q}_k = \begin{bmatrix} \frac{E_k}{1 - \nu_k^2} & \frac{\nu_k E_k}{1 - \nu_k^2} & 0 \\ \frac{\nu_k E_k}{1 - \nu_k^2} & \frac{E_k}{1 - \nu_k^2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{E_k}{2(1 - \nu_k)} \end{bmatrix} \quad (5)$$

1.2 牙本质小管液流动机制建模

将本质小管视为一个空心柱状体,其内外半径分别为 r 和 R (见图 1c). 本质小管通常垂直于牙髓腔壁面并延伸到牙釉质和本质的交界面^[15],这表明层内的热应力垂直于本质小管的轴向方向,且沿圆周方向均匀分布. 由此,假设本质小管的外表面在其径向受到遍及牙本质层的热应力作用. 通常情况下 $R > 3r$ ^[15],本质小管内壁的位移(见图 1e)可表示为^[23]

$$u_p \approx (2/E)(1 + \nu)(1 - \nu)r\sigma(z, t) \quad (6)$$

本质小管的容积变化可表示为

$$V(t) = \int_{z_0}^{z_1} [\pi(u_p(z, t) + r)^2 - \pi r^2] dz \quad (7)$$

本质小管的容积变化将导致本质小管液的流动. 在本质小管末端(牙髓腔壁面),流动速度为

$$u_1(t) = V'(t)/\pi r^2 \quad (8)$$

由本质小管液自身的热胀冷缩引起的体积变化为

$$\delta V(t) = - \int_{z_0}^{z_1} 3(T(z, t) - T_0) \alpha \pi r^2 dz \quad (9)$$

由本质小管液自身的热胀冷缩引起的本质小管液在本质小管末端的流动速度为

$$u_2(t) = \delta V'(t)/\pi r^2 \quad (10)$$

在本质小管的热变形(容积变化)和本质小管液自身的热变形共同作用下,本质小管液在本质小管末端的流速为

$$u(t) = (V' + \delta V'(t))/\pi r^2 \quad (11)$$

根据一维层状热-力耦合模型求得牙本质层的温度 $T(z, t)$ 和热应力 $\sigma(z, t)$ 后,可分别由式(8)、式(10)和式(11)分析本质小管热变形、本质小管液自身的热变形以及两者的共同作用对本质小管液的流向及流速的影响.

2 结果与讨论

2.1 冷热刺激下牙体组织的热-力耦合响应

在冷刺激期间和冷刺激撤除后,牙釉质表面、牙釉质和本质交界处以及牙髓腔壁面处的温度和热应力随时间变化的关系如图 2a、图 2b 所示. 在冷刺激的初始阶段,温度变化尚未到达内层(见图 2a). 冷刺激在牙釉质表面引起拉应力(用正值表示),在釉

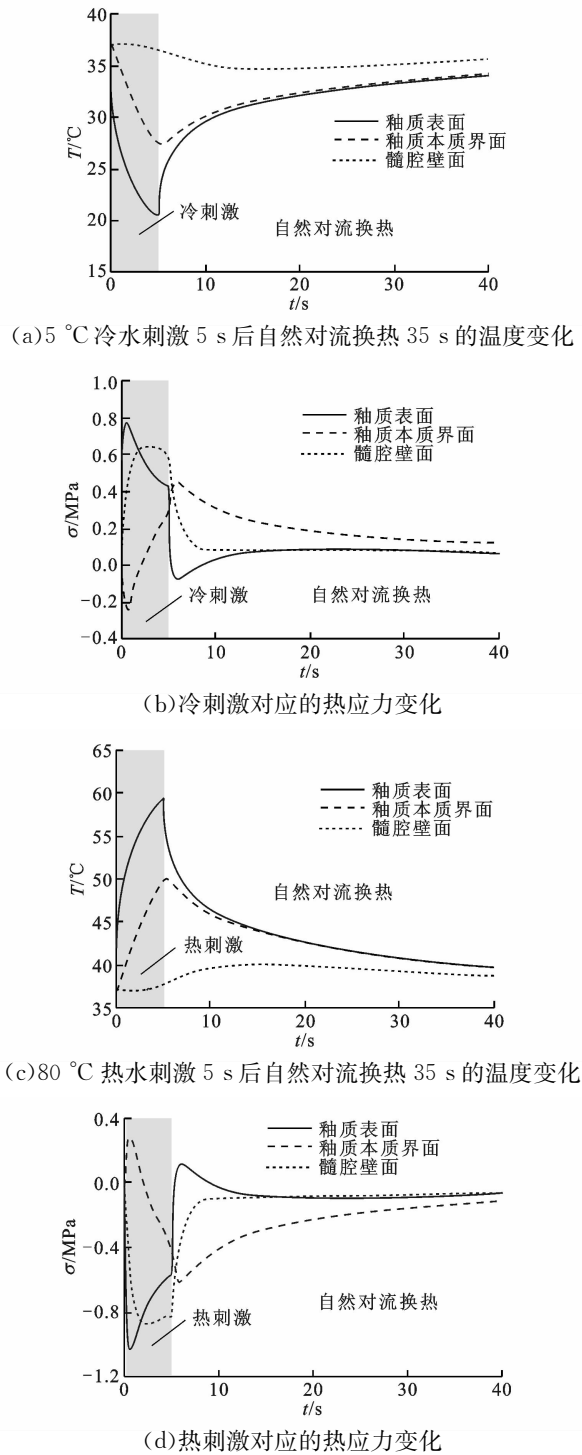


图 2 牙齿温度和热应力随时间的变化关系
质和本质交界处引起压应力(用负值表示). 拉应力和压应力在 $t \approx 1$ s 达到最大值,这与 Llyod 等采用二维有限元分析的结果相一致^[24]. 冷刺激诱导的外层收缩引发层状牙齿结构的弯曲,从而扩张了牙髓腔壁面,并在牙髓腔壁面上快速形成拉伸应力(见图 2b). 当温度变化深入到内层时引起内层结构冷收缩,从而抵消了初始的弯曲,牙髓腔壁面的拉伸应力降低,这些变形特点和 Linsuwanont 等^[14]的实验观

察相一致.
在热刺激情形下,模拟结果表明,牙釉质表面、牙釉质和本质交界处以及牙髓腔壁面处的温度和热应力随时间变化的关系与冷刺激情形刚好相反,如图 2c、图 2d 所示.

2.2 小管液流动机制探讨

为了研究冷热刺激引发本质小管液流动的机制,结合传热学及力学模型分别模拟了本质小管热变形、本质小管液自身的热膨胀收缩,以及两者共同作用下对本质小管液的流向及流速的影响. 采用三层模型模拟冷热刺激施加于釉质表面时,本质小管液的流向及流速随时间变化的关系如图 3 所示. 模拟过程中,采用的边界条件和 Andrew 等^[9]的实验条件相同,即 55 $^\circ\text{C}$ 热水加热 3 s,接下来 5 $^\circ\text{C}$ 冷水冷却 3 s,随后对牙表面施加自然对流冷却(环境温度 25 $^\circ\text{C}$). 由图 3 可见,只考虑本质小管热变形时模拟得到的本质小管液的流速变化对时间的响应,明显不同于仅考虑本质小管液的热膨胀、收缩时的响应. 施加热或冷刺激后,前者的本质小管液向外(从牙髓腔流入牙本质小管)或向内(从牙本质小管流入牙髓腔)流动,其流动速度迅速达到峰值,然后随着刺激时间的增加,流速快速下降,而后的本质小管液流动速度表现为缓慢增加.

同时考虑本质小管变形和本质小管液膨胀收缩时,模型预测的本质小管液的流动方向和流速变化趋势与 Andrew 等^[9]的实验测量结果一致. 由此可见,在冷热刺激下,本质小管变形和小管液的膨胀、收缩共同作用引发本质小管液流动,而刺激初期,本质小管液的迅速响应则是由本质小管的变形引起的.

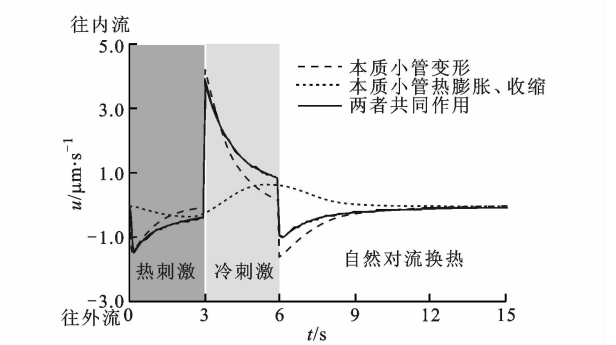


图 3 考虑不同影响因素下冷热刺激引发牙本质小管液的流动

2.3 小管液流动对牙髓神经元放电机制的解释

实验研究表明,在冷刺激(0~5 $^\circ\text{C}$)下,牙髓神经响应表现为短暂延迟(<1 s)后即出现高频放

电^[11,25-26],随后放电频率下降^[25-26],最终在 4 s 内停止响应(尽管此时冷刺激依然存在)^[26].虽然目前人们并不清楚这种动态神经响应的潜在机制,但这不可能是冷刺激诱发下对温度敏感的神​​经放电特性,因为:①在冷刺激后 1 s 内记录到第一次放电响应,此时牙髓温度尚未下降到激活温度敏感伤害性感受器的阈值^[26];②冷刺激未去除时,温度敏感伤害性感受器一经激活将不会停止响应^[25].

采用与参考文献[26]相同的冷刺激条件(5 °C 冷水刺激 15 s 后用 37 °C 温水复温)进行模拟,我们注意到,在施加冷刺激后的初始阶段(<1 s),本质小管液向外(从牙髓腔流进牙本质小管)流动,流速迅速达到峰值,随着刺激时间的延长,其流速快速下降,如图 4 所示.结合流体动力学假说,本质小管液的流速在冷刺激期间的改变,可以很好地解释 Matthews 等人^[26]实验记录的神经放电响应的模式.冷刺激后瞬时出现较高的本质小管液速度可在本质小管内牙髓神经末梢上产生足够高的剪切力,当其超过激活机械力敏感伤害性感受器的阈值时即引发神经放电^[6,9,11].随着刺激时间的延长,本质小管液的流速迅速下降,当剪切力低于机械力敏感伤害性感受器的阈值时,神经停止放电.经过相对较长时间

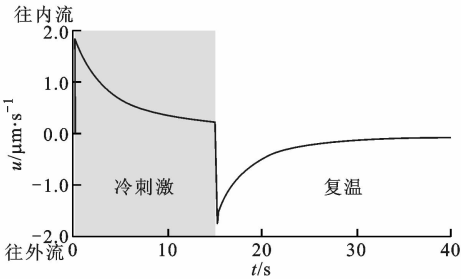


图 4 冷刺激下得到的本质小管液流向及流速随时间的变化关系

的延迟(30 s)后,由冷刺激引发的神经响应(迟钝而剧烈的疼痛)可归结于温度敏感伤害性感受器的激活^[27]:施加冷刺激 30 s 后,温度敏感伤害性感受器周围的温度可能已超过阈值,从而引发放电响应,此时神经传导学说起主导作用.热刺激牙髓神经放电机制与冷刺激情形不同,在牙齿表面施加热刺激(55 °C)时,需要经过一个相对较长的时间延迟(> 10 s)才能记录到牙髓神经的放电响应^[26].在此延迟期间内,未检测到牙髓神经放电响应^[25-26],尽管本质小管液向外流动的峰值出现在此期间(见图 5).但是,这些结果与冷刺激情形并不矛盾,这是因为与向外流动(冷刺激)相比,牙髓神经末梢对本质小管液向内流动不太敏感,后者需要一个相对更高的流动速度

才可能引发牙髓神经放电响应^[7-8].牙髓神经最终产生放电响应的原因可能是由于外界刺激温度经过较长时间的热传导后,牙髓神经末梢上的温度敏感伤害性感受器周围的温度上升并最终达到疼痛阈值^[26].此后,在 $t=12$ s 时用 37 °C 温水复温(冷却)引发较高的本质小管液向内流动的流速(见图 5).在这个瞬间产生密集的放电现象(即较强的疼痛感),可归因于机械力敏感和温度敏感伤害性感受器的同时激活.

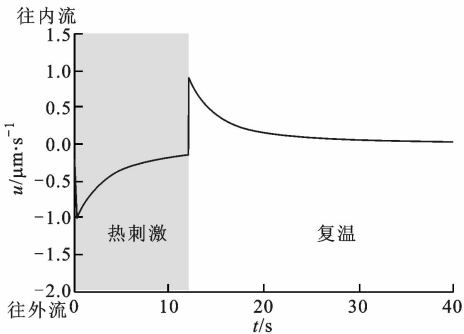


图 5 热刺激下得到的本质小管液流向及流速随时间的变化关系

3 结 论

本文完善了流体动力学假说,提出了一个热-力耦合模型模拟冷热刺激下本质小管液的流动现象,讨论了牙髓神经放电模式的机制,得到如下的结论.

(1)在冷热刺激下,本质小管的变形和本质小管液的收缩、膨胀的共同作用引发本质小管液的流动.

(2)冷热刺激瞬间(<1 s),本质小管液的流速迅速增加并达到峰值,随着刺激时间的延长又快速下降,这是由于热应力作用下本质小管的快速变形导致的,并非流体动力学假说中提出的由本质小管液的收缩、膨胀所引起.

(3)在冷刺激时,经短暂的延迟(<1 s)即可观测到牙髓神经放电现象的原因是,本质小管液较高的流速激活牙髓神经末梢上机械力敏感伤害性感受器,并非牙髓神经末梢处的温度变化激活了神经末梢上温度敏感伤害性感受器.

(4)在热刺激时,经过较长时间的延迟(热传导)牙髓神经才产生放电响应,这可归因于神经末梢周围的温度达到疼痛阈值所对应的温度.

参考文献:

[1] SESSLE B J. Invited review: the neurobiology of facial and dental pain: present knowledge, future directions [J]. J Dent Res, 1987, 66(5): 962-981.

- [2] LIN Min, XU Feng, LU Tianjian, et al. A review of heat transfer in human tooth: experimental characterization and mathematical modeling [J]. *Dent Mater*, 2010, 26(6): 501-513.
- [3] 荣文笙, 胡德渝. 牙本质敏感 [J]. *中国实用口腔科杂志*, 2009, 2(9): 516-519.
RONG Wensheng, HU Deyu. Dentin hypersensitivity [J]. *Chin J Prac Stomatolo*, 2009, 2(9): 516-519.
- [4] 欧阳欣, 吴恩格. 牙本质过敏症的研究现状与展望 [J]. *口腔材料器械杂志*, 2005, 14(4): 202-206.
OUYANG Xin, WU Enge. Current situations and prospects in dentine hypersensitivity [J]. *J Dent Instru*, 2005, 14(4): 202-206.
- [5] BRNNSTR M M, ASTR M A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain [J]. *Int Dent J*, 1972, 22(2): 219-227.
- [6] BRNNSTR M M, ASTROEM A. A study on the mechanism of pain elicited from the dentin [J]. *J Dent Res*, 1964, 43: 619-625.
- [7] HERMANSTYNE T O, MARKOWITZ K, FAN L, et al. Mechanotransducers in rat pulpal afferents [J]. *J Dent Res*, 2008, 87(9): 834-838.
- [8] LINSUWANONT P, PALAMARA J E A, MESSER H H. An investigation of thermal stimulation in intact teeth [J]. *Arch Oral Biol*, 2007, 52(3): 218-227.
- [9] CHAROENLARP P, WANACHANTARARAK S, VONGSAVAN N, et al. Pain and the rate of dentinal fluid flow produced by hydrostatic pressure stimulation of exposed dentine in man [J]. *Arch Oral Biol*, 2007, 52(7): 625-631.
- [10] CHIDCHUANGCHAI W, VONGSAVAN N, MATTHEWS B. Sensory transduction mechanisms responsible for pain caused by cold stimulation of dentine in man [J]. *Arch Oral Biol*, 2007, 52(2): 154-160.
- [11] ANDREW D, MATTHEWS B. Displacement of the contents of dentinal tubules and sensory transduction in intradental nerves of the cat [J]. *J Physiol (London)*, 2000, 529(3): 791-802.
- [12] RATIH D N, PALAMARA J E A, MESSER H H. Dentinal fluid flow and cuspal displacement in response to resin composite restorative procedures [J]. *Dent Mater*, 2007, 23(11): 1405-1411.
- [13] KIM S Y, FERRACANE J, KIM H Y, et al. Real-time measurement of dentinal fluid flow during amalgam and composite restoration [J]. *J Dent*, 2010, 38(4): 343-351.
- [14] LINSUWANONT P, VERSLUIS A, PALAMARA J E, et al. Thermal stimulation causes tooth deformation; a possible alternative to the hydrodynamic theory? [J]. *Arch Oral Biol*, 2008, 53(3): 261-272.
- [15] MARSHALL G W Jr. Dentin; microstructure and characterization [J]. *Quintessence International*, 1993, 24(9): 606-617.
- [16] LIN Min, LIU Qida, KIM T, et al. A new method for characterization of thermal properties of human enamel and dentine; influence of microstructure [J]. *Inf Phys Tech*, 2010, 53(6): 457-463.
- [17] DE VREE J H, SPIERINGS T A, PLASSCHAERT A J. A simulation model for transient thermal analysis of restored teeth [J]. *J Dent Res*, 1983, 62(6): 756-759.
- [18] BROWN W S, DEWEY W A, JACOBS H R. Thermal properties of teeth [J]. *J Dent Res*, 1970, 49(4): 752-755.
- [19] XU H H, SMITH D T, JAHANMIR S, et al. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin [J]. *J Dent Res*, 1998, 77(3): 472-480.
- [20] FENNER D N, ROBINSON P B, CHEUNG P M Y. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration [J]. *Med Eng Phys*, 1998, 20(4): 269-275.
- [21] XU H C, LIU W Y, WANG T. Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth [J]. *Aust Dent J*, 1989, 34(6): 530-535.
- [22] XU Feng, WEN Ting, SEFFEN K A, et al. Biothermomechanics of skin tissue [J]. *J Mech Phys Solids*, 2008, 56(5): 1852-1884.
- [23] TIMOSHENKO S, GOODIER J N. *Theory of elasticity* [M]. York, PA, USA: The Maple Press Company, 1951: 59-66.
- [24] LLYOD B A, MCGINLEY M B, BROWN W S. Thermal stress in teeth [J]. *J Dent Res*, 1978, 57(4): 571-582.
- [25] JYVASJARVI E, KNIFFKI K D. Cold stimulation of teeth; a comparison between the responses of cat intradental A delta and C fibres and human sensation [J]. *J Physiol(London)*, 1987, 391: 193-207.
- [26] MATTHEWS B. Responses of intradental nerves to electrical and thermal stimulation of teeth in dogs [J]. *J Physiol (London)*, 1977, 264: 641-664.
- [27] MENGEL M K, STIEFENHOFER A E, JYVSJRVI E, et al. Pain sensation during cold stimulation of the teeth; differential reflection of A[delta] and C fibre activity? [J]. *Pain*, 1993, 55(2): 159-169.

(编辑 杜秀杰)