

基于蠕变试验的人体牙周膜黏弹性力学行为研究

吴斌¹, 鹿如鑫¹, 赵思雨², 谢理哲^{2*}, 严斌², 黄辉祥³, 汤文成⁴, 杨宇⁴

¹南京林业大学机械电子工程学院, 江苏 南京 210037; ²南京医科大学口腔疾病研究江苏省重点实验室, 南京医科大学附属口腔医院正畸科, 江苏 南京 210029; ³南京工程学院机械工程学院, 江苏 南京 211167; ⁴东南大学机械工程学院, 江苏 南京 211189

[摘要] 目的: 研究人牙周膜黏弹性力学行为, 通过蠕变试验获取相关数据, 构建三参数黏弹性本构模型并求取模型参数。方法: 取4例人体牙槽骨-牙周膜-牙齿复合体制作水平切片样本, 使用动态热机械分析仪对其进行蠕变试验, 获得与时间相关的试验数据, 再基于连续介质力学构造三参数Zener模型, 并对试验数据进行拟合获得模型的具体特征参数。结果: 4例样本拟合曲线趋势一致, 校正决定系数均在0.95以上, 拟合程度最高的1例样本达0.986 54, 且残差平方和都较小。结论: Zener模型能够用于描述人体牙周膜黏弹性力学行为中的蠕变特性。

[关键词] 人体牙周膜; 黏弹性; 蠕变; 本构模型; 生物力学

[中图分类号] R318.01

[文献标志码] A

[文章编号] 1007-4368(2018)12-1766-05

doi: 10.7655/NYDXBNS20181228

Research on viscoelastic mechanical behavior of human periodontal ligament based on creep tests

Wu Bin¹, Lu Ruxin^{1*}, Zhao Siyu², Xie Lizhe^{2*}, Yan Bin², Huang Huixiang³, Tang Wencheng⁴, Yang Yu⁴

¹College of Mechanical and Electronic Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037; ²Jiangsu Key Laboratory of Oral Diseases of NMU, Department of Orthodontics, the Affiliated Stomatological Hospital of NMU, Nanjing 210029; ³School of Mechanical Engineering, Nanjing Institute of Technology, Nanjing 211167; ⁴School of Mechanical Engineering, Southeast University, Nanjing 211189, China

[Abstract] **Objective:** To investigate the viscoelastic mechanical behavior of human periodontal ligament (PDL), obtain relevant data through creep test, construct a three-parameter viscoelastic constitutive model and obtain model parameters. **Methods:** Four human bone-PDL-tooth complex was cut to make the transverse samples. A dynamic thermomechanical analyzer was used to perform creep tests, and time-dependent test data were obtained. The three-parameter Zener model was constructed based on continuous medium mechanics, and the experimental data were fitted to obtain the specific characteristic parameters of the model. **Results:** The curves of the four samples were consistent, the correction coefficients are all above 0.95, the highest fitting sample is 0.986 54, and the residual sum of squares are all small. **Conclusion:** It is proved that the Zener model can be used to describe the creep characteristics in the viscoelastic mechanical behavior of human PDL.

[Key words] human periodontal ligament; viscoelasticity; creep; constitutive model; biomechanics

[Acta Univ Med Nanjing, 2018, 38(12): 1766-1770]

口腔正畸牙移动是一个非常复杂的过程, 在此过程中, 牙周膜起到非常重要的作用。研究人牙周膜与时间相关的黏弹性力学行为是理解正畸生物

[基金项目] 国家自然科学基金(81571005, 51305208); 东南大学-南京医科大学合作基金(2242017K3DN02)

*通信作者(Corresponding author), E-mail: xielizhe@njmu.edu.cn

力学机制的关键, 生物软组织材料的力学特征大多具有时间依赖性, 取决于应变率, 即黏弹性。牙周膜, 又称牙周韧带, 为典型的生物软组织材料。牙周膜厚度为0.15~0.38 mm^[1], 主要由胶原纤维(约占53%~74%)、细胞、血管(约占1%~2%)和基质组成^[2], 多样的成分使其既有类似固态橡胶的超弹性和近

似不可压缩性,又有类似液态高分子材料的黏性,这种复杂性导致目前尚无公认的、能准确描述其力学特性的材料本构模型。目前已有一些试验^[3-6]用于研究牙周膜的生物力学性能,但试验数据存在较大偏差,且多为动物试验^[7-8]。Mandel等^[9]提出了一种基于横截面切片进行单轴拉伸的试验方法,能够获得牙周膜应力应变数据,已被广泛认可。但是,牙周膜切片样本制作困难,尤其是对于人牙周膜的切片试验尚处于探索阶段,以静态试验为主,尚未见基于时间相关性的专用于描述其黏弹性特征的试验,更无基于此的具体本构模型参数的求取。本研究基于人牙周膜切片的蠕变试验来获得其与时间相关的力学试验数据,通过构造三参数Zener本构模型来描述其黏弹性力学行为中的蠕变特性,并获得了具体的黏弹性参数。

1 材料和方法

1.1 材料

4例牙周膜样本取自人上下颌骨(尸体样本来自南京医科大学解剖学系)。样本来源于46岁男性,无牙周病史,牙齿切片取自中切牙根部颈缘1/3处。

低速切割机(500 r/s, IsoMet, Buehler公司,美国),动态热机械分析仪(Diamond DMA, PerkinElmer公司,美国,图1)。

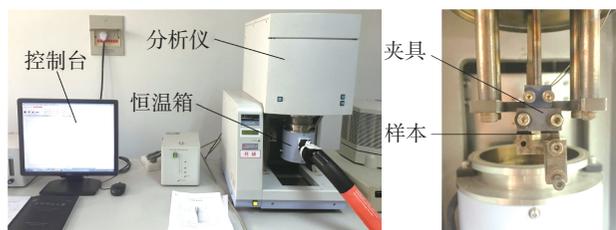


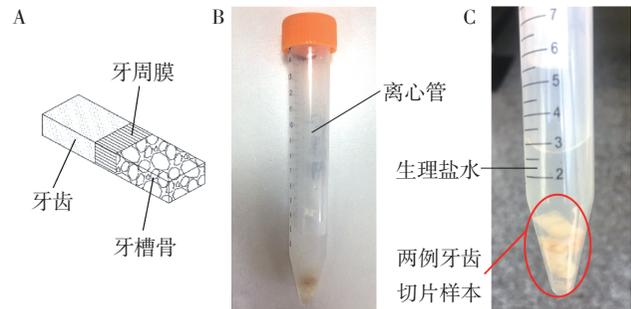
图1 Diamond DMA 动态热机械分析仪与夹具固定
Figure 1 Diamond DMA dynamic thermomechanical analyzer and fixture fixation

1.2 方法

1.2.1 样本制作与处理

在去除附着在人颌骨的软组织后,分离人上下颌前牙,使用慢速骨锯垂直于牙长轴在牙槽嵴附近将牙冠部分切除,同时在牙根尖部位垂直于牙长轴将牙根以下部分切除。如图2A中示意图所示,平行于牙长轴将其切割为 (2.0 ± 0.3) mm厚的矩形薄片。如图2B所示,将制备好的切片置于生理盐水中,并保存于 -20 °C的冷冻室。如图2C所示,在试验当天从冷冻室中取出样本于室温下解冻。用电

子千分尺测量试验样本的精确尺寸,4例样本牙周横截面积分别为10.65、6.47、9.07、8.90 mm²。



A: 样本示意图; B: 样本冷冻; C: 样本解冻。

图2 人牙周膜切片样本

Figure 2 Human periodontal ligament samples

1.2.2 试验设计

将样本的牙齿端和牙槽骨端通过夹具固定,露出牙周膜部位。为防止温度和气流对试验产生影响,在样本装夹完毕后闭合恒温箱。本蠕变试验采用载荷控制的加载方式,为防止因过大的加载速率而产生仪器振动进而影响试验精度,采用100 mN/s的加载速率对样本进行近似阶跃加载,当载荷达到1 000 mN后保载600 s记录位移的变化(过长的保载时间会导致样本失去水分,600 s为多次预试验后总结得到的合理时间)。加载过程曲线如图3中 σ 曲线所示,相对于600 s的保载时间而言,本试验中载荷上升过程非常短(10 s),整个加载可视为阶跃载荷。每例样本进行3次试验,每次加载结束后,通过滴加生理盐水对试验样本进行保湿。在正式试验开始前,对试样进行预加载。研究表明,人的平均咀嚼频率约为1.57 Hz^[10],故本实验选用2 Hz的频率,应变幅值为0.06的动态载荷对试样进行预加载。观察发现,约5个周期的循环加载后,试样呈现稳定的应力应变状态。

2 结果

2.1 蠕变试验结果及数据处理

黏弹性材料主要有两个典型特性:蠕变和应力松弛。蠕变是指固体材料在保持应力不变的条件下,应变随着时间的延长而不断缓慢增加的现象。

首先计算试样所受的Lagrangian应力 σ_x ,

$$\sigma_x = \frac{F_x}{A} \quad (1)$$

式中, F_x 为实验所记录的沿拉伸方向的拉力, A 为拉伸方向的参考截面积(通过试验前测量的样本

尺寸计算得到)。

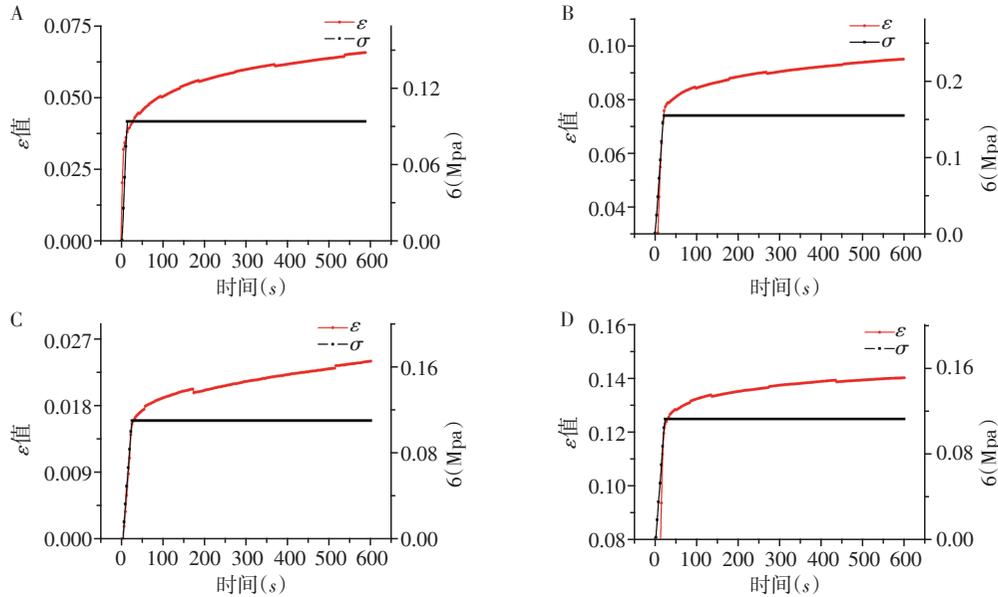
根据仪器记录的样本实时位移,计算各时刻应变 ε ,

$$\varepsilon = \frac{d}{d_0} \quad (2)$$

式中, d 为试验所记录的沿拉伸方向的位移, d_0

为试样牙周膜的厚度(取其平均厚度0.25 mm)。

4例样本的应力 σ_x 、应变 ε 与时间 t 的关系如图3所示。从图中可以看出,当应力达到定值后,应变并未保持一定值不变,而是随着时间推移不断缓慢增加。这种现象为典型的蠕变现象。由此也进一步证明了牙周膜不但具有弹性特征,且具有一定黏性。



A: 样本 A₁; B: 样本 A₂; C: 样本 A₃; D: 样本 A₄。

图3 应力 σ_x 、应变 ε 与时间 t 的关系

Figure 3 The relationship between stress σ_x , strain ε and time t

2.2 Zener本构模型的构造与参数求取

在蠕变试验中,在施加阶跃应力下黏弹性材料的应变响应可表示为:

$$\varepsilon(t) = \sigma \cdot J(t) \quad (3)$$

式中, $\sigma = \sigma_0 \cdot \Delta(t)$ 为施加的阶跃应力(为单位阶跃函数), $J(t)$ 为蠕变柔量函数。

在连续的应力加载条件下,以积分的形式表示蠕变响应为:

$$\varepsilon(t) = \int_0^t J(t-\tau) \frac{d\sigma(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (4)$$

黏弹性力学行为通常是由弹簧元件和阻尼元件(黏壶)以不同形式组合而成的黏弹性模型来描述。最简单、最基本的黏弹性模型是由弹性元件与黏壶元件串联而成的Maxwell模型以及由两元件并联而成的Kelvin模型。为了提高模型对黏弹性力学行为的描述能力,通常是通过增加广义黏弹性模型Maxwell元件或者Kelvin元件的数目来实现。

简单的Maxwell和Kelvin模型不能够全面表达牙周膜材料的黏弹性力学行为,因为它们不能完全

描述牙周膜的瞬时弹性、蠕变和松弛行为。如图4所示,Zener模型采用Maxwell单元并联一个弹簧元件而成,是一种三参数固体黏弹性模型。

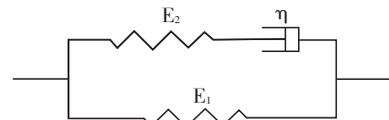


图4 Zener模型

Figure 4 Zener model

设弹簧柔度分别为 E_1 、 E_2 ,黏壶黏度为 η ,整个系统所受的应力为 σ ,应变为 ε 。根据组成部分之间的关系,列出如下的线性微分方程组:

$$\begin{cases} \sigma = \sigma_1 + \sigma_2 \\ \varepsilon = \frac{\sigma_1}{E_1} \\ \dot{\varepsilon} = \frac{\dot{\sigma}_2}{E_2} + \frac{\sigma_2}{\eta} \end{cases} \quad (5)$$

通过Laplace变换与逆变换,消去中间变量 σ_1 、 σ_2 ,得Zener模型本构方程为:

$$\sigma + \frac{\eta}{E_2} \dot{\sigma} = \frac{\eta(E_1 + E_2)}{E_2} \dot{\varepsilon} + E_1 \varepsilon \quad (6)$$

可以推导出其蠕变柔量 $J(t)$ 为:

$$J(t) = \frac{1}{E_1} + \frac{E_2}{E_1(E_2 + E_1)} e^{-\frac{t}{\tau}} \quad (7)$$

式中, $\tau = \eta \frac{E_1 + E_2}{E_1 E_2}$

将试验获得的位移—时间数据转换为应变—时间曲线,根据 $J(t) = \frac{\varepsilon(t)}{\sigma_0}$ 可得到牙周膜样本蠕变柔量 $J(t)$ 曲线。

为了验证上述 Zener 模型能否描述人牙周膜蠕变特征,用式(7)对试验数据曲线进行拟合。4 例样本拟合曲线如图 5 所示,拟合优度如表 2 所示。需要说明的是,由于不存在理想的阶跃加载过程,故拟合时忽略加载过程的数据点(前 10 s 的数据点),以 10 s 处的数据点作为零点进行拟合。从图中可以看出 4 例样本的拟合曲线趋势大致相同。计算获得的校正决定系数 R_{adj}^2 都在 0.95 以上,拟合程度最高的 1 例样本为 0.986 54,且残差平方和(residual sum

of squares, RSS) 较小,表明拟合程度较高。也说明 Zener 模型与牙周膜的蠕变特性符合度较高,能够很好地描述牙周膜黏弹性力学行为。

表 2 Zener 模型拟合优度

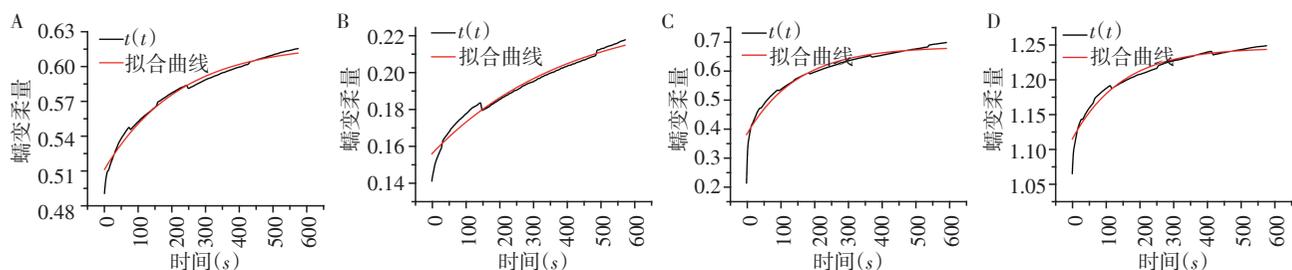
Table 2 The fit goodness of Zener model		
样本	RSS	R_{adj}^2
A ₁	0.001 98	0.986 54
A ₂	0.001 59	0.961 56
A ₃	0.049 80	0.959 08
A ₄	0.006 56	0.961 36

由于样本 A₁ 的拟合度最高,故取其试验数据拟合,获得曲线方程为:

$$J(t) = 0.619\ 32 - 0.107\ 62 \cdot e^{-\frac{t}{222.154}} \quad (8)$$

根据方程(8)可求得模型的各组成原件特征参数为:

$$\begin{cases} E_1 = 1.614\ 7 \\ E_2 = 0.339\ 6 \\ \eta = 62.339\ 8 \end{cases}$$



A: 样本 A₁; B: 样本 A₂; C: 样本 A₃; D: 样本 A₄。

图 5 Zener 模型对试验数据拟合曲线

Figure 5 Fitting curve of test data by Zener model

3 讨论

研究人牙周膜与时间相关的黏弹性力学行为是理解正畸生物力学机制的关键。有限元法是牙齿移动生物力学机制研究的有效手段。为了得到准确的口腔正畸过程有限元仿真结果,获得能反映真实情况的牙周膜材料模型是必不可少的条件。而牙周膜材料模型的构建需要与之相关的试验数据来提供参数识别。围绕着牙周膜生物力学行为,国内外学者已经进行了一些相关试验^[3-7],但由于体内环境的特殊性限制了活体试验,获得的数据无法直接用于模型参数的确定,而体外试验样本多源于动物,与人体样本存在较大差异。本研究在前人研究基础之上,使用较为年轻且新鲜的人尸体样本制作出

人牙周膜试验样本,尸体及样本的处理以-20℃冷冻为主。已有文献证明^[11],通过冷冻进行适当和谨慎的储存对韧带的生物力学特性几乎没有影响。使用动态热机械分析仪对牙周膜样本进行蠕变试验,设计合理,结果较为精确。由图 3 可以看出牙周膜具有典型的蠕变特征,意味着牙周膜不仅有弹性特征,还有黏弹性材料特有的与时间相关的特性。

牙周膜的黏弹性力学特征非常复杂,目前尚无公认的、能准确描述其力学特性的材料本构模型。大多数研究假设牙周膜为线性弹性模型或者简单的双线性模型^[12],分析认为双线性模型比线性弹性更符合动物试验数据,然而双线性模型作为最简单的非线性弹性模型,无法准确描述弹性模量随应变连续变化的情况。也有学者认为生物软组织瞬时

弹性特征符合类似橡胶的超弹性行为^[7],然而现有的牙周膜与时间相关的黏弹性模型研究很不完善。本文从黏弹性材料的主要特征之一即蠕变出发,通过热机械动态分析仪对人体牙周膜样本切片进行单轴拉伸,获得了蠕变试验数据。从黏弹性理论出发构造了三参数Zener模型,并通过拉普拉斯变换推导了模型中的蠕变柔量。以往线弹性或简单双线性模型无法准确描述牙周膜生物力学特征,对试验数据只能做到近似拟合,而超弹性模型只能表征牙周膜瞬时指数形式的生物力学特性,无法描述其时间依赖性行为,不同于弹性力学方法,Zener模型作为一种黏弹性模型,从黏弹性力学角度出发,可以描述牙周膜弹性形变随时间而变化的特点,并且模型参数相对较少,便于参数求取以及后期有限元验证。基于试验数据的蠕变柔量与时间的关系曲线拟合结果表明Zener模型拟合程度很高,能够用于描述牙周膜黏弹性力学行为的蠕变特征。但是,由于人体试验样本获取不易,且蠕变试验难度比较大,对样本、仪器要求较高且样本极易损坏,本试验样本数较少。现有的人样本牙周膜生物力学研究绝大多数以单根牙为研究对象,磨牙样本基本没有,这是由于牙根形态不同,牙周膜面积差异很大,不同于牛、猪的牙齿,人牙齿很小,单根牙切片样本相对容易制作,而本来就很小的牙齿在多根形态下极难制作出可供试验的样本,牙齿和牙槽骨太短不易夹持,切片损坏率太高。因此本研究以中切牙为研究对象。在实际情况中不同部位的牙周膜承受的力确实不同,然而牙周膜的组织形态、基本构成不因位置而改变,不同部位的牙周膜受力时应力变化的具体数值存在差异,但其基本趋势一致。即便如此,由中切牙样本试验数据拟合得到的模型是否适用于磨牙,仍需进一步试验验证。后续研究仍将进一步扩大样本容量,并积极探究体内测试方法,对本文提出的模型做进一步验证。同时,应力松弛是黏弹性材料的另一个重要特征,后续试验将对牙周膜的应力松弛特性进行探究。

[参考文献]

- [1] 王书明. 人下颌第一磨牙牙冠-牙周膜三维精细形态的初步研究[D]. 西安:第四军医大学,2015
- [2] 傅民魁. 口腔正畸学[M]. 6版. 北京:人民卫生出版社,2013:5-6
- [3] Oskui IZ, Hashemi A. Dynamic tensile properties of bovine periodontal ligament: A nonlinear viscoelastic model [J]. *J Biomech*, 2016, 49(5): 756-764
- [4] Ashrafi H, Shariyat M. A nano-indentation identification technique for viscoelastic constitutive characteristics of periodontal ligaments [J]. *J Biomed Phys Eng*, 2016, 6(2): 109-118
- [5] Huang HX, Tang WC, Yang Y, et al. Determination of viscoelastic properties of the periodontal ligament using nanoindentation testing and numerical modeling [J]. *J Mech Med Biol*, 2016, 16(6): 1650089
- [6] Oskui IZ, Hashemi A, Jafarzadeh H. Biomechanical behavior of bovine periodontal ligament: Experimental tests and constitutive model [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2016, 62: 599-606
- [7] 黄辉祥, 汤文成, 吴斌, 等. 基于超弹性模型的牙周膜生物力学响应 [J]. *东南大学学报(自然科学版)*, 2013, 43(2): 340-344
- [8] 王耀骏, 严斌, 吴斌, 等. 基于单轴拉伸动物实验的牙周膜弹性模量研究 [J]. *南京医科大学学报(自然科学版)*, 2016, 35(5): 577-582
- [9] Mandel U, Dalgaard P, Viidik A. A biomechanical study of the human periodontal ligament [J]. *J Biomech*, 1986, 19(8): 637-645
- [10] Po JM, Kieser JA, Gallo LM, et al. Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment [J]. *J Dent Res*, 2011, 90(10): 1206-1210
- [11] Viidik A, Sandqvist L, Mägi M. Influence of postmortal storage on tensile strength characteristics and histology of rabbit ligaments [J]. *Acta Orthop*, 2014, 36(1): 3-38
- [12] Xia Z, Chen J. Biomechanical validation of an artificial tooth-periodontal ligament-bone complex for in vitro orthodontic load measurement [J]. *Angle Orthod*, 2013, 83(3): 410-417

[收稿日期] 2018-04-23