

基于单轴拉伸动物实验的牙周膜弹性模量研究

王耀骏¹, 严斌^{1*}, 吴斌², 杨宇³, 曹丹¹, 傅肄芃¹, 王林^{1*}

(¹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; ²南京林业大学机械电子工程学院, 江苏 南京 210037; ³东南大学机械学院, 江苏 南京 211189)

[摘要] 目的: 研究比格犬牙周膜(periodontal ligament, PDL)在单轴拉伸阶段的应力-应变性质, 比较牙周膜在不同牙根部位、不同加载速率下的响应状态和特点, 进一步探究牙周膜的弹性模量(elasticity modulus, E)变化规律。方法: 比格犬4只, 取下颌双侧第一白齿的牙槽骨-牙周膜-牙齿复合体制作水平切片样本, 实验样本以所在牙根部位(颈缘、根中、根尖)为依据分为3组, 每组8个样本。随机选取4个样本以 $v_1=0.05$ mm/s, 其余4个样本以 $v_2=0.01$ mm/s为速率对牙周膜样本进行单轴拉伸实验, 获得牙周膜的应力-应变图线, 通过计算各段直线斜率获得牙周膜弹性模量, 配对 t 检验评价拉伸速率对牙周膜弹性模量的影响, 随机区组设计方差分析评价不同牙根部位牙周膜弹性模量的差异性。结果: 所有样本的应力-应变图线均呈双线性。不同速率下, 牙周膜陡坡阶段弹性模量在根中($P=0.026$)和根尖($P=0.016$)部差异显著, 颈缘部差异不显著($P > 0.05$); 缓坡阶段弹性模量在根中($P=0.001$)与颈缘($P=0.002$)部差异显著, 根尖部差异不显著($P > 0.05$); 不同牙根部位牙周膜弹性模量差异不显著($P > 0.05$), 缓坡区间差异显著($P=0.001$)。结论: 比格犬牙周膜拉伸应力-应变图线可拟合为双线性图线。其牙周膜弹性模量介于 (0.021 ± 0.003) MPa和 (1.150 ± 0.235) MPa之间。拉伸速率对牙周膜弹性模量影响较大, 牙周膜所处部位对牙周膜弹性模量影响不明显, 但对缓坡区间影响明显。

[关键词] 正畸学; 牙周膜; 生物力学; 动物实验

[中图分类号] R783.5

[文献标志码] A

[文章编号] 1007-4368(2016)05-577-06

doi: 10.7655/NYDXBNS20160513

Research on elasticity modulus of periodontal ligament based on uniaxial tensile tests

Wang Yaojun¹, Yan Bin^{1*}, Wu Bin², Yang Yu³, Cao Dan¹, Fu Yipeng¹, Wang Lin^{1*}

(¹Jiangsu Key Laboratory of Oral Diseases, NJMU; Department of Orthodontics, Affiliated Hospital of Stomatology, NJMU, Nanjing 210029; ²School of Mechanical and Electrical Engineering, Nanjing Forestry University, Nanjing 210037; ³School of Mechanical Engineering, Southeast University, Nanjing 211189, China)

[Abstract] **Objective:** The aim of this study was to determine the stress-strain properties of Beagle Dog's periodontal ligament (PDL) and compare response characteristics of PDL in different root anatomic level and different loading rate status in uniaxial tensile stage for further exploration of the elasticity modulus of PDL. **Methods:** 4 Beagle Dogs were killed before the bone-PDL-tooth complex was cut and the transverse samples were made. The experimental samples were divided into 3 groups according to the anatomic level of the root (cervical margin, mid-root, and apical), and each group contained 8 samples. Samples were randomly selected by rate of $v_1=0.05$ mm/s and the other four samples by $v_2=0.01$ mm/s. The uniaxial tensile test was performed and stress-strain curves of PDL was obtained. The elastic modulus was obtained by calculating the slope of the straight line in each segment, and paired t test analysis of influence of tensile rate on the elastic modulus of the PDL was carried out. The randomized block design and variance analysis was set to evaluate the difference caused by different anatomic level of the tooth root. **Results:** All samples of the stress-strain diagram showed a bilinear property. In different rates, the elastic modulus of linear region differed significantly in mid-root ($P=0.016 < 0.05$) and apex ($P=0.016 < 0.05$) but cervical margin represented no significant difference ($P > 0.05$). and the elastic modulus of toe region differ significantly in mid-root ($P=0.001 < 0.05$) and cervical margin ($P=0.002 < 0.05$) but no significant difference in apex ($P > 0.05$). The difference of elastic modulus was not significant between the different anatomical level of the root ($P > 0.05$) but the difference between the size of toe region was significant ($P < 0.05$). **Conclusion:** The tensile stress strain curves of Beagle Dog's PDL can be

[基金项目] 国家自然科学基金(81571005, 51305208)

*通信作者(Corresponding author), E-mail: byan@njmu.edu.cn; lw603@njmu.edu.cn

fitted to the bilinear property. The elasticity modulus varies from 0.021 ± 0.003 MPa to 1.150 ± 0.235 MPa. The tensile rate can significantly affect the elastic modulus of the PDL. Difference caused by anatomic levels of PDL was not significant to elasticity modulus but significant to the size of toe region.

[Key words] Orthodontics; periodontal ligament; biomechanics; animal experiment

[Acta Univ Med Nanjing, 2016, 36(05):577-582]

口腔正畸牙移动是一个非常复杂的过程,既有矫治力加载后的瞬时快速移动,又有由牙槽骨改建所导致的长期缓慢移动。在此过程中,牙周膜(periodontal ligament, PDL)起到十分重要的作用。牙周膜环绕牙根,厚度为 0.15~0.38 mm,在根中 1/3 最薄,主要由胶原纤维、基质、细胞、血管等组成,其中胶原纤维的纤维束在牙根不同部位密度和延伸方向均不相同^[1]。现代正畸学观点认为正畸载荷作用下牙周膜所产生的形变是牙齿瞬时移动的主要因素,其生物力学响应是牙槽骨改建的一个关键始动因素,牙周膜受力后所造成的应力和应变分布上的变化诱发了牙槽骨的骨改建,进而导致了牙齿长期缓慢的移动^[2]。由此可见,要研究矫治力作用下的牙移动机制,首先必须明确牙周膜的生物力学特性。

由于正畸牙移动体内和体外实验测试存在较大的困难,因而无侵入的有限元法成为口腔正畸生物力学研究的重要工具^[3]。有限元模型通常把牙体硬组织-牙周膜-牙槽骨当成复合体进行模拟分析,分析结果的精确性与构成模型的材料属性直接相关,尤其是材料的弹性模量(elasticity modulus, E)这一重要参数^[4]。弹性模量是指物体受力形变时应力与应变的比值,用于衡量物体抵抗弹性变形的能力,物体的弹性模量越大,抵抗形变能力越强。牙周膜的弹性模量反映了牙周膜响应正畸力的能力,宏观上表现为牙齿的位移与受力的关系。在牙体硬组织-牙周膜-牙槽骨复合体中,牙槽骨和牙体硬组织的弹性模量容易通过实验获得,学者们研究结果较为接近^[5],但以往获取牙周膜弹性模量的一些力学实验结果彼此差异较大^[6-10]。造成差异的原因一方面因为牙周膜与牙周硬组织不同,弹性模量易受到外界理化环境以及加载速率影响^[11];另一方面,牙周膜体量很小,较难提取,缺少专用的实验分析设备。没有准确的牙周膜弹性模量这一重要力学参数,此类有限元分析结果的精确性无法得到有效保证。

早期研究大多假设牙周膜为线弹性模型,即牙周膜的弹性模量是常数,近年来,牙周膜的应力-应变的非线性性质得到了广泛的实验验证,Mathias Poppe^[12]、Dorow^[13]等通过实验近似获得了牙周膜的

二线性弹性模量,但是实验都是将牙周膜作为一个整体进行分析,以小样本推测牙周膜的整体弹性模量,均未考虑到牙周膜在牙根不同部位的生物学差异——即在根尖、根中、颈缘区牙周膜纤维排列方向不同可能导致的弹性模量的差异,其结果准确性值得商榷。本实验拟研究比格犬牙周膜在单轴拉伸阶段的应力-应变性质,比较牙周膜在不同牙根部位、不同加载速率下的响应状态和特点,以进一步探究牙周膜的弹性模量变化规律。

1 材料和方法

1.1 材料

健康比格犬 4 只 [雌性, 2 岁龄, 南医大伦审(2015)169 号], 空气针法处死后制取样本。

实验所用主要硬件: 自主研发的口腔正畸牙周膜恒速拉伸测试实验台(发明专利号: CN201410834671.8)(图 1), 切片石蜡(熔点 56°C~58°C, 上海华灵康复机械厂), 迷你钢锯(SATA, 10 in), 低速切割机(500 r/s, IsoMet, Buehler 公司, 美国), 体视显微镜(SMA1000, Nikon 公司, 日本)。

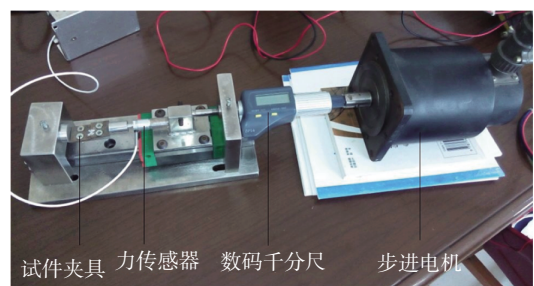


图 1 口腔正畸牙周膜恒速拉伸测试实验台

Figure 1 Constant-speed expansion test experiment table for periodontal ligament in orthodontics

实验所用主要软件: 信号转换软件(NI-DAQ, National Instrument, 美国和 Lab view, National Instrument, 美国); 照片处理软件 (IMAGE ACCESS 5.30, IMAGIC-Imaging Solutions, 德国); 图表制作软件 (origin 9 pro, origin-lab, 美国); 统计分析软件 (Statistical Package for the Social Science 19.0, SPSS, IBM, 美国)。

1.2 方法

1.2.1 样本制作与处理

实验动物处死后立即将下颌骨分离,去除肌肉、黏骨膜等软组织,沿下颌左右第一磨牙近中和远中邻牙间隙锯断,使之与颌骨分离,随后将牙齿包埋,用低速切割机在生理盐水冷却下沿垂直于牙长轴的方向平行切片,获得样本,每个样本厚度均为 (2.0 ± 0.3) mm,每颗磨牙取 3 个样本,共获取 24 个样本。根据其在牙根中的位置关系分为颈缘(cervical)、根中(mid-root)、根尖(apex)3 组,每组样本量为 8。使用涡轮机将样本沿颊舌向切开牙槽骨及内侧牙周膜,使牙周膜能够自由拉伸。每个样本均在体视显微镜下进行拍照,然后用图像处理软件 IMAGE ACCESS 5.30 测出每个样本中牙周膜的受力部分弧长,估算出牙周膜的拉伸方向的受力面积。样本制成后置于生理盐水中 -20°C 环境下保存待用。

1.2.2 实验原理

样本的单轴拉伸实验由自制拉伸实验台完成,样本的牙槽骨部分粘接在实验台的金属杆上,杆上连接有微小力传感器,它的作用是将金属杆受到的力信号转换成电信号,信号经过多功能数据采集系统处理后输出至连接的电脑上,通过配套的 NI-DAQ 软件和 Lab view 软件记录拉力大小与时间的关系。对样本的加载拉力由步进电机提供,该电机可按照不同的设定速率匀速运转,在后期数据处理中可将拉力-时间图线简化换算成应力-应变图线:

$$\varepsilon = \frac{F}{d \times m} \quad \sigma = \frac{\Delta l / 2}{l} \quad E = \frac{\varepsilon}{\sigma}$$

ε 为牙周膜轴向应力, F 为拉力, d 为牙周膜受力弧长, m 为样本厚度; σ 为牙周膜轴向应变, Δl 为拉伸量, l 为牙周膜平均初始宽度; E 为弹性模量。

在进行正式实验前,为了使样本达到工作状态,需要对样本进行“预调”(precondition)操作,经典方法是对样本进行至少 3 次的水平方向上的循环加载和卸载(0.2 mm/min)^[14]。本实验中所有样本按照以上方法进行预调达到工作状态后进行实验。

1.2.3 实验设计

比格犬牙周膜样本以所在牙根部位(颈缘、根中、根尖)为依据分为 3 组。组内随机选取 4 个样本以 $v_1=0.05 \text{ mm/s}$,其余 4 个样本以 $v_2=0.01 \text{ mm/s}$ 为速率对牙周膜样本进行单轴拉伸实验,直到拉力达到 4 N 左右,电机自动停止运转,获取相应的应力-应变图线。每个样本连续重复实验 3 次,使用数据-图形转换软件 origin 9 pro 进行图像处理,包括去除

噪点,平滑曲线,拟合曲线等。

1.3 统计学方法

使用统计分析软件 SPSS19.0 对数据进行统计分析。配对 t 检验分析拉伸速率对牙周膜弹性模量的影响,随机区组设计方差分析评价不同牙根区域牙周膜弹性模量的差异, $P \leq 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 牙周膜应力-应变图线总体特征

所有样本的牙周膜拉伸应力-应变曲线均表现出明显的双线性特点(图 2)。图线总体上呈一条上凹的曲线,前部平缓,后部陡峭,称为“缓坡”(toe region)与“陡坡”(linear region)两个区段。应变较小时,即拉伸的初始阶段,应力随应变的变化不明显,可近似拟合为一条斜率较小的直线;当拉伸继续进行,应变继续增加,应力随应变增加显著上升,曲线显得陡峭,拟合直线斜率显著增大。图 3 描述了在 v_1 和 v_2 下各样本的平均应力-应变图线(已将每一个样本的 3 次拉伸实验图线平均为 1 条图线)结果显示图线形态相似,缓坡区间存在差异。

2.2 牙周膜应力-应变图线分析

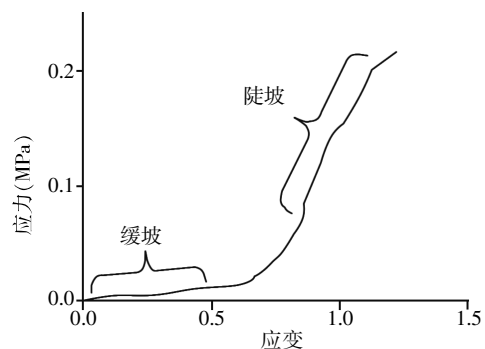


图 2 牙周膜单轴拉伸阶段的应力-应变图线
Figure 2 Stress-strain curves of PDL in uniaxial tensile tests

定义缓坡阶段为应力 0~0.025 MPa 所对应应变的区间,定义陡坡阶段为应力 0.05~0.20 MPa 所对应应变的区间,分别对缓坡和陡坡曲线进行线性拟合,所得到的拟合直线的斜率即可近似等于该区间内牙周膜的弹性模量。得到如表 1 所示数据,并进行统计学分析。

数据显示,拉伸速率 v 对于牙周膜陡坡阶段的弹性模量的影响在根中和根尖较为显著($P < 0.05$),但在颈缘差异不显著($P > 0.05$)。在缓坡阶段,根中与颈缘的牙周膜弹性模量受拉伸速率影响显著($P > 0.05$),而在根尖部分,可信度不如前两者高,处于临界值

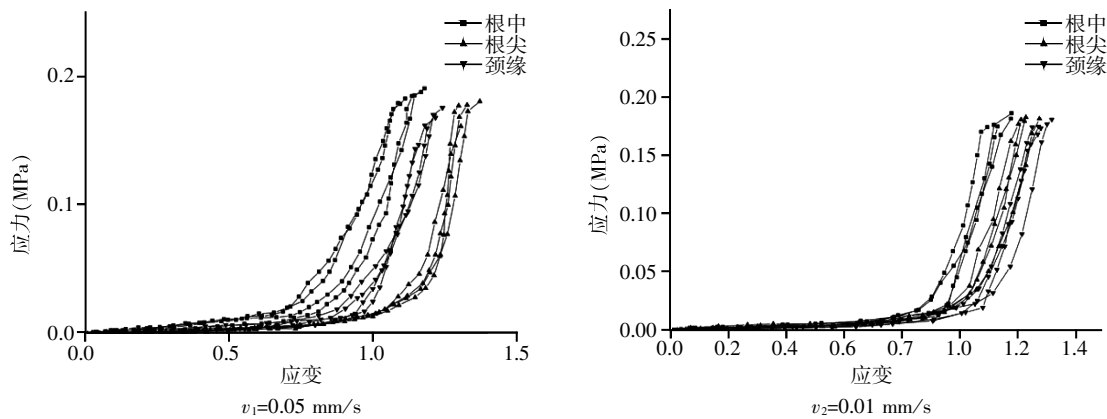


图 3 不同牙根层面牙周膜应力-应变曲线

Figure 3 Stress strain curves of periodontal ligament at different tooth root anatomic levels

表 1 各实验条件下牙周膜弹性模量数值和缓坡区间

Table 1 The elastic modulus of PDL and size of toe region in each group

($\bar{x} \pm s$, MPa)

组别	陡坡弹性模量(MPa)	缓坡弹性模量(MPa)	缓坡区间
<i>v</i> ₁ =0.05 mm/s			
根中	0.435 ± 0.365	0.067 ± 0.014	0~0.793 ± 0.279
根尖	1.150 ± 0.235	0.023 ± 0.005	0~1.113 ± 0.214
颈缘	1.044 ± 0.238	0.036 ± 0.006	0~0.875 ± 0.263
<i>F</i>	0.224	1.354	114.044
<i>P</i>	0.806	0.327	0.001 [#]
<i>v</i> ₂ =0.01 mm/s			
根中	0.812 ± 0.261 *	0.027 ± 0.003 *	0~0.933 ± 0.159
根尖	0.673 ± 0.600 *	0.021 ± 0.003	0~0.982 ± 0.115
颈缘	0.911 ± 0.230	0.023 ± 0.003 *	0~1.051 ± 0.137
<i>F</i>	4.155	4.192	50.147
<i>P</i>	0.074	0.073	0.001 [#]

以速率为因素两两比较, **P* < 0.05; 以牙根部位为因素组间比较, [#]*P* < 0.05。

附近(*P*=0.0578)。方差分析结果显示,根中,根尖,颈缘三者的弹性模量差异不显著(*P* > 0.05),但缓坡区间具有显著性差异(*P* < 0.05)。

3 讨论

目前对于牙周膜生物力学性质的实验研究主要分为体内和体外两种途径,体内实验通常存在加载装置复杂^[15],颌骨固定困难,加载力值范围小,实验误差控制困难等弊端,近年来突破性的报道很少,而体外实验则比较容易实施,以往也有相关的体外研究,但或多或少存在着不足。如 Mathias 等^[12]对人类牙周膜进行的体外拉伸实验,该研究获得了牙周膜双线性弹性模量,但没有考虑到拉伸速率对牙周膜弹性模量可能造成的影响;另外 Dorow 等^[13]研究了猪牙的弹性模量,但没有考虑位置因素对其可能造成的影响,也没有将双线性的应力-应变图线进行分段比较。本研究在前人研究基础之上,进

一步将牙周膜弹性模量与加载速率和牙根位置的相关性进行了探究,通过自行研制的精密自动化加载设备获取实验数据,该装置设计较为完善,能够全自动记录拉伸-位移关系,结果较为精确。本研究利用比格犬牙周膜作为样本,获得的牙周膜弹性模量介于(0.021 ± 0.003)MPa 和 (1.150 ± 0.235)MPa 之间,并作出了牙周膜应力-应变图线。回顾以往文献可知,该图线与 Toms 等^[16]的研究结果类似,其牙周膜弹性模量数值与 Cattaneo 等^[17]报道的数值相接近。值得注意的是,不同学者研究得出的牙周膜弹性模量范围变异很大,其具体数值目前尚无定论^[18],可能与不同研究所用物种、实验条件等有关。

观察本研究获得的牙周膜拉伸应力-应变图线可知曲线在应力较小时较为平缓,说明牙周膜轻微受力时形变范围较大,允许牙根在牙槽窝内作一定限度的移动。曲线后部较为陡峭,反映牙周膜在瞬时较大应力条件下形变范围很小,限制牙根的移动,保

护牙齿、防止牙根在较大作用下触碰牙槽窝内壁导致根折、开裂,在垂直向亦可防止牙齿脱位。

本实验结果表明,拉伸速率是影响牙周膜弹性模量较为重要的因素之一,原因可能在于牙周膜组成成分的复杂性。有研究指出^[19],牙周膜具有黏弹性,即具有流体的黏滞性和弹性的综合性质。牙周膜内的基质、胶原纤维等固体成分表现出类似弹簧的纯弹性性质,应力-应变关系受拉伸速率影响不大,但牙周膜中存在血液、细胞液等液体,这些成分具有一定的黏滞性,这种性质对加载速率比较敏感,当拉伸速率较大时,牙周膜更多地表现为纯弹性,牙周膜弹性模量快速呈线性增加,当拉伸速度较慢时,牙周膜则更多表现为黏滞性,通过应力松弛作用释放了部分应力^[20],使得缓坡所对应的应变区间较大,陡坡来临较晚。表 1 分析表明,除了陡坡颈缘外,拉伸速率较为显著地影响了不同牙根层面的牙周膜弹性模量,这可能是因为颈缘牙周膜进入陡坡阶段前,其黏性性质已在缓坡阶段充分展现,在陡坡阶段时表现为纯弹性,也可能与颈缘牙周膜成分相关,由于文献对于不同部位牙周膜中微血管体积占牙周膜体积的百分比报道不一^[21],基于本研究可以推测,牙周膜颈缘部分微血管较少,流体成分比例较小。本研究统计学分析表明,牙根不同解剖层面的牙周膜弹性模量差异没有统计学意义,但只限于缓坡与陡坡阶段,两阶段之间的曲线部分拟合误差较大,其弹性模量的变化规律仍需进一步研究。研究结果显示了不同牙根区域牙周膜缓坡范围差异显著,可能与纤维的排列方向有关,因本实验中所有切片都是按照垂直于牙长轴方向进行切割,平行于切割方向进行拉伸,由于解剖原因,根中部分的牙周膜纤维排列与牙长轴接近 90°,而根尖与颈缘部分的牙周膜纤维与牙长轴均小于 90°,拉伸方向与纤维排列方向成角的不同可能会对牙周膜拉伸应力-应变图线造成影响,体现为缓坡区间的差异,但不表现为弹性模量的差异。牙齿受外力作用时,根中部牙周膜首先进入陡坡阶段,弹性模量增大,根尖部及颈缘牙周膜弹性模量仍处在缓坡阶段,说明牙齿平移时,根中部牙周膜承担了大部分的作用力。在正畸治疗中,当矫治力主要作用在根中部牙周膜上时,牙齿整体移动,相对于矫治力主要作用在颈缘和根尖的倾斜移动和控根移动,所需要的矫治力更大。

本研究仍然存在一定的局限性。首先,本实验的研究对象是比格犬牙周膜,其生物力学性质相比

人类牙周膜而言应当有所不同;再者,本研究主要研究的是牙周膜弹性模量这一参数,对于其他力学参数如泊松比没有涉及;第三,本研究只进行了水平面的单轴拉伸实验,对于其他方向上的拉伸、剪切等实验则没有涉及。最后,本研究用双线性模型进行简单拟合,存在一定误差。

本实验数据对于进一步研究牙周膜弹性模量的非线性性质具有重要参考价值,也可纳入三维有限元模型的数据源中,在具体确定牙周膜本构模型前,还需要有大量实验数据进行验证。同时需要考虑动物牙周膜与人牙周膜生物力学性质的差异。

牙周膜弹性模量的研究对口腔正畸相关生物力学研究具有十分重要的意义,本研究采用比格犬下颌磨牙切片作为样本,采用自制精密实验台开展了牙周膜单轴拉伸实验,经分析得到以下结论:①比格犬牙周膜拉伸应力-应变曲线呈双线性。除颈缘部分的陡坡弹性模量外,速率会对不同牙根层面的牙周膜造成显著影响。②比格犬牙周膜弹性模量介于 (0.021 ± 0.003) MPa 和 (1.150 ± 0.235) MPa 之间,与大部分学者研究接近,可作为三维有限元模型参数。③比格犬牙周膜双线性拟合弹性模量受单轴拉伸速率影响较为明显,不同牙根位置的牙周膜缓坡范围差异显著。对于构建更为精细的三维有限元模型具有参考价值。

[参考文献]

- [1] Huang L, Liu B, Cha J Y, et al. Mechanoresponsive Properties of the Periodontal Ligament. [J]. J Dent Res, 2016, 95(4):467-475
- [2] Proffit WR, Fields HW Jr, Ackerman JL, et al. Contemporary orthodontics[M]. 2nd edition. Baltimore: Mosby-Year Book Inc, 1993
- [3] Huang H, Tang W, Yan B, et al. Mechanical responses of the periodontal ligament based on an exponential hyperelastic model: a combined experimental and finite element method[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016, 19(2):188-198
- [4] Fill T S, Toogood RW, Major PW, et al. Analytically determined mechanical properties of, and models for the periodontal ligament: critical review of literature [J]. J Biomech, 2012, 45(1):9-16
- [5] Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials[J]. J Am Dent Assoc, 1962, 64:378-387
- [6] Nyashin Y, Nyashin M, Osipenko M, et al. Centre of resistance and centre of rotation of a tooth: experimental determination, computer simulation and the effect of tis-

sue nonlinearity [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(3):229-239

[7] Papadopoulou K, Hasan I, Keilig L, et al. Biomechanical time dependency of the periodontal ligament; a combined experimental and numerical approach [J]. *Eur J Orthod*, 2013, 35(6):811-818

[8] Chang C H, Lei Y N, Ho Y H, et al. Predicting the holistic force-displacement relation of the periodontal ligament; in-vitro experiments and finite element analysis [J]. *Biomed Engin Online*, 2014, 13(1):107

[9] Van Schepdael A, Geris L, Vander Sloten J. Analytical determination of stress patterns in the periodontal ligament during orthodontic tooth movement [J]. *Med Eng Phys*, 2013, 35(3):403-410

[10] Jónsdóttir S H, Giesen E B W, Maltha J C. The biomechanical behaviour of the hyalinized periodontal ligament in dogs during experimental orthodontic tooth movement [J]. *Eur J Orthod*, 2012, 34(5):542-546

[11] Rawlinson A, Elcock C, Cheung A, et al. An in-vitro and in-vivo methodology study of alveolar bone measurement using extra-oral radiographic alignment apparatus, Image Pro-Plus software and a subtraction programme [J]. *J Dent*, 2005, 33(9):781-788

[12] Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models [J]. *J Orofac Orthop*, 2002, 63(5):358-370

[13] Dorow C, Krstin N, Sander F G. Experiments to determine the material properties of the periodontal ligament [J]. *J Orofac Orthop*, 2002, 63(2):94-104

[14] Viidik A, Vuust J. *Biology of collagen* [M]. New York: Academic Press, 1980:237-255

[15] Yoshida N, Koga Y, Peng C L, et al. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament [J]. *Med Engin Phys*, 2001, 23(8):567-572

[16] Toms S R, Lemons J E, Bartolucci A A, et al. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2002, 122(2):174-179

[17] Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method; a tool to study orthodontic tooth movement [J]. *J Dent Res*, 2005, 84(5):428-433

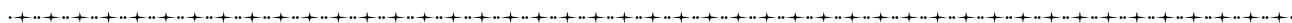
[18] Fill TS, Carey JP, Toogood RW, et al. Experimentally determined mechanical properties of, and models for, the periodontal ligament; critical review of current literature [J]. *J Dent Biomech*, 2011, 2011(1):312980

[19] Bosiakov SM, Koroleva AA, Rogosin SV, et al. Viscoelasticity of periodontal ligament; an analytical model [J]. *Mechanics Advanced Materials Modern Processes*, 2015, 1(1):1-11

[20] 王贵恒. 高分子材料成型加工原理 [M]. 北京: 化学工业出版社, 1982:173

[21] 史建陆, 程祥荣, 贺红, 等. 压低犬牙牙周膜不同部位微血管早期变化的实验研究 [J]. *实用口腔医学杂志*, 2000, 16(5):360-362

[收稿日期] 2016-02-13



(上接第 568 页)

然科学版), 2012, 32(5):621-625

[13] Li XY, Jiang LJ, Chen L, et al. RIG-I modulates Src-mediated AKT activation to restrain leukemic stemness [J]. *Mol Cell*, 2014, 53(3):407-419

[14] Kim YJ, Cha SH, Lee HY, et al. Decreased pattern-recognition receptor-mediated cytokine mRNA expression in obese children with otitis media with effusion [J]. *Clin Exp Otorhinolaryngol*, 2014, 7(1):7-12

[15] Barral PM, Sarkar D, Su ZZ, et al. Functions of the cytoplasmic RNA sensors RIG-I and MDA-5; key regulators of innate immunity [J]. *Pharmacol Ther*, 2009, 124(2):219-234

[16] Salisbury RJ, Han B, Jennings RE, et al. Altered phenotype of beta-cells and other pancreatic cell lineages in patients with diffuse congenital hyperinsulinism in infancy caused by mutations in the ATP-sensitive K-channel [J]. *Diabetes*, 2015, 64(9):3182-3188

[17] Wang L, Li G, Yao ZQ, et al. MicroRNA regulation of viral immunity, latency, and carcinogenesis of selected tumor viruses and HIV [J]. *Rev Med Virol*, 2015, 25(5):320-341

[收稿日期] 2016-01-07