

文章编号:1004-7220(2019)02-0219-06

牙周膜生物力学特性的体内实验研究方法进展

施昊天¹, 刘鑫², 严斌¹

(1. 南京医科大学 a.口腔疾病研究江苏省重点实验室, b. 附属口腔医院, 正畸科, 南京 210036;

2. 东南大学 机械工程学院, 南京 211189)

摘要:了解牙周膜的生物力学属性对于取得更好的正畸治疗效果有很大的指导意义。由于牙周膜结构的复杂性, 以往的相关研究主要应用体外实验方法, 然而体外实验有其局限性, 为获得更精确真实的数据, 开展牙周膜生物力学特性的体内实验成为未来的发展趋势。针对现有探究牙周膜生物力学性质体内实验的方法、种类、进展、优缺点等展开综述, 并进行展望。

关键词:体内实验; 生物力学; 牙周膜

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.02.017

Progress of *in vivo* Experiments on Biomechanical Properties of Periodontal Ligaments

SHI Haotian¹, LIU Xin², YAN Bin¹

(1. a. Jiangsu Key Laboratory of Oral Diseases, b. Department of Orthodontics, Affiliated Hospital of Stomatology, Nanjing Medical University, Nanjing 210036, China; 2. School of Mechanical Engineering, Southeast University, Nanjing 211189, China)

Abstract: Understanding the biomechanical properties of periodontal ligament is of great significance for orthodontic treatment. Due to the complexity of periodontal ligament structures, previous studies mainly used *in vitro* experiments, which had limitations. In order to obtain accurate and actual data, *in vivo* experiments on biomechanical properties of periodontal ligaments will become a trend of development in the future. In this article, the method, types, progress, advantages and disadvantages of *in vivo* experiments on biomechanical properties of periodontal ligaments were reviewed and prospected.

Key words: *in vivo* experiment; biomechanics; periodontal ligament

牙周组织包括牙周膜、牙槽骨、牙龈、牙骨质等, 其中牙周膜是环绕牙根并连接牙根和牙槽骨的致密结缔组织, 其构成包括基质和血管、神经等成分。根据 Baumrind^[1]提出的“骨弯曲理论”学说, 牙周膜受正畸力影响可产生一系列应变反应, 引起牙槽窝发生微小弯曲变形, 这种变形决定了牙槽骨的

改建, 最终导致牙齿移动。因此, 牙周膜和牙槽骨的属性在口腔正畸生物力学中起决定性作用。研究牙周膜和牙槽骨的生物力学性质, 对指导正畸施力方式、制定治疗计划等有重要的临床意义。

由于牙周膜厚度仅为 0.15~0.38 mm, 且结构有较高的复杂性, 预测其行为的困难限制了口腔正

收稿日期:2018-03-16; 修回日期:2018-06-16

基金项目:国家自然科学基金项目(81571005, 51305208)

通信作者:严斌, 教授, E-mail: byan@njmu.edu.cn

畸生物力学研究的进展。为获得准确的牙周膜力学实验数据,学者们应用了许多方法研究牙周膜的行为,主要分为体外和体内实验。然而,大多数测量方法仅限于在体外测量。Reitan^[2-3]通过人牙的体外实验,研究在间歇性和持续性的力下牙周膜的机械性能。文献[4~6]也分别对猪、鼠、牛的牙齿进行大量体外测量实验。然而,体外实验测试对实验样本新鲜程度要求高,生物活性的丧失很可能导致牙周膜生物学特性变化,故实验中需模拟活体环境和防止组织脱水。同时,牙周膜样本切片会导致大量胶原纤维的断裂,对实验结果产生很大的影响;猪、鼠等异种生物的牙齿及牙周组织的形态结构也相对存在差异,难以客观得到人牙周膜的参数;且通过离体组织很难完整获得生物力学参数的准确属性^[7]。因此,开展牙周膜生物力学特性的体内实验,对获得更加真实精确的参数具有重要意义。

尽管体内研究牙周膜属性有较高的挑战性,近年来仍有众多学者研发了口内测试装置,并开展活体测量牙周膜生物力学属性的实验,其实验方法根据测试原理可分为切片观察法、CT成像法、振动原理装置测试、光学原理装置测试和电磁原理装置测试等。本文对近年来各类活体口内研究牙周组织生物力学性质的测试装置原理、实验方法及其发展做一综述。

1 实验方法

一些学者应用特制的机械测量装置直接在活体口腔内对牙周组织进行测量。由于口内操作空间小,且对实验中方向和加载力的测量精度要求很高,故口内测试装置的最关键部件是能用于精确测量力与位移关系且体积足够小的传感器。Shellhart等^[8]比较了膜式传感器与梁式传感器在测量口唇对牙弓压力时的优劣性。Valtorta等^[9]研制出扭转谐振器设备,可利用谐振原理测量软组织生物力学性质。Gopikrishna等^[10]使用定制的脉搏血氧计传感器,设计出于口内即时测量牙髓血氧以推断牙髓活力的装置。这些都对活体口内测量牙周组织生物力学属性装置的研制有指导意义。

1.1 切片观测法

Milne等^[11]将研究范围从牙周膜扩展到牙槽骨上,以74只活体小鼠为研究对象,将小鼠麻醉后使

用0.2 N螺旋线圈弹簧牵引小鼠第1、2磨牙。处死小鼠后使用尼康测量仪、数字计数器和索尼视频监控器测量小鼠第1磨牙近中颊沟的移动量,计算牙槽骨的生成和改建,再用显微镜观察上颌牙槽骨切片密度等参数。推测矫治器导致骨质疏松最合理的解释是根间牙槽骨的应力屏蔽效应,证明应力屏蔽效应对正畸治疗和保持存在重要的意义。该方法对样本进行直接测量,可以保证较高的精度,但无法得到瞬时数据。

Kawarizadeh等^[12]将12只小鼠分为4组(3组实验组,1组对照组),对大鼠施以正畸力近中移动上颌第1磨牙,并在相应时间点取上颌骨组织,固定后,通过TRAP染色观察移动磨牙根尖和牙颈部近远中4个区域内破骨细胞及其前体细胞的分布情况,同时利用有限元法模拟各向同性、弹性、可压缩的牙周膜数值模型,得到应力应变数据,证明有限元法建模对探索正畸移动牙齿力学环境的实用性,对之后体内实验的有限元建模具有指导意义。但该方法同样无法得到瞬时数据。

1.2 CT测量法

Shalish等^[13]为验证Polycystin-1(简称PC1)在正畸牙移动中的作用,使用3只缺乏PC1的突变鼠与4只野生小鼠进行实验,将闭合线圈拉簧作用于小鼠的门牙与第1磨牙间,持续4 d施加20 g拉力,再用Micro-CT扫描以观察两组间牙齿移动程度的差异,证明了PC1缺乏对临床正畸治疗的影响。Xu等^[14]使用20只切除了卵巢的大鼠,应用类似方法分别对前牙、磨牙施加100、30 g力,14 d后用Micro-CT观察到切除卵巢大鼠的牙周膜厚度有快速而明显的变化,且伴随着明显的骨质丧失。

除了用CT观察实验最终结果的方法外,在实验过程中观察若干个时间点的状态也是可行的。Ru等^[15]应用Micro-CT实时扫描观察20只小鼠在施加矫治力后4个时间点(第0、3、7、14 d)的牙槽骨微结构参数,计算每个时间点的牙槽骨吸收陷坑体积,再比较各参数在各时间点的差异。结果发现,7~14 d时,小鼠受试牙近中根吸收量显著增加。

Pal等^[16]选用3只6~7周龄的小鼠,将1种刚度为3 N/mm小弹性垫片插在小鼠左侧上颌第1与第2磨牙之间,右侧作为对照组。7 d后,处死小鼠并用Micro-CT扫描其上颌,随后进行染色等组织学

处理。最后再对实验组和对照组的三维重建结果进行进一步处理,分析牙槽骨和牙骨质的形成和吸收及其组织学变化。结果证实,当正畸牙移动的距离大于牙周膜宽度时,就会引起牙周硬组织的吸收改建,以提供新的牙周膜宽度维持牙齿功能。该实验将 Micro-CT 扫描影像与组织学染色切片图像互相印证,具有创新性,且对今后 Micro-CT 实验中的组织学处理有指导意义。

Micro-CT 测量法虽然简单方便,可控性强,便于分析和测量结果,但辐射性高,不适用于人体试验,且不能即时测得加载与位移的实时关系。

1.3 振动原理装置

为计算牙齿的移动, Schulte 等^[17]研制了“Periotest”系统。该系统对后来同类装置的研发有很大的指导意义。该装置主要由 1 根电子控制棒构成,可以 4 次/s 的速度敲击牙齿,每次接触时间在 1 ms 范围内,当牙周膜结构发生变化可影响接触时间,可以根据记录的时间得到平均数据,建立三维模型,用有限元法分析牙齿、牙周膜、牙槽骨等部位不同的力学参数。此装置体积小,测量方便,但精度较低,且不能控制载荷。Kaneko^[18]、Tanne 等^[19]也曾使用该方法进行研究,后者通过实验测得青少年牙齿的移动性远高于成年人,成人的牙周膜应力水平和弹性模量大于青少年,由此得出成年人的生物力学响应衰减,表现为牙齿移动的滞后性。

1.4 光学原理装置

由于光束反应速度快,精度高,数据稳定,故光学原理也被应用于牙周组织生物力学特性的测量。该类装置较振动原理装置明显有其优越性。

Jones 等^[20]采用一种激光测量装置在 10 名受试者口内研究加载与牙周膜响应的关系。该装置通过大气压力控制活塞,使不锈钢球头探针从 3 个方向施加连续载荷,压力传感器可控制载荷大小,再通过与目标成直角的激光测量牙齿位移。该装置可直接绘制位移,也可以用来分析牙周膜的属性,最终测量出牙周膜的弹性模量为 1 MPa,泊松比为 0.45。虽然该装置只能在测量较低的载荷量下保证其精度,但它的操作方向较灵活,且载荷可控,对之后的装置研发也有很高的参考价值(见图 1)。

Cronau 等^[21]为高精度地测量牙齿位移,在 22 个牙齿拥挤度正常和 14 个拥挤度较大的实验对

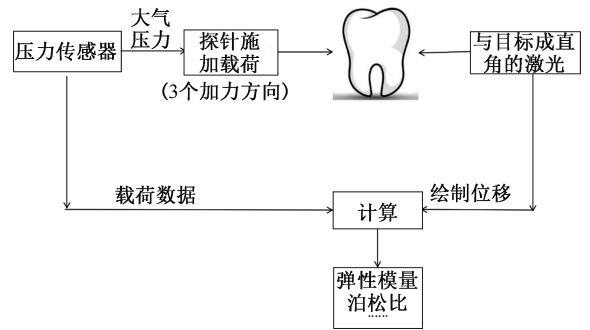


图 1 Jones 装置示意图^[20]

Fig.1 Schematic diagram of Jones' device

象口内进行实验。测试装置主要包括高敏感度的测角仪、光发射器和接收器、测量叉。在牙的牙合面安装金属附件,并用测量叉记录牙齿的旋转。当牙齿与金属附件发生微量位移时,牙齿的位移与旋转幅度成比例变化,接收器接受到的光束量也成比例发生改变。结果表明,所有样本的牙槽骨改建都显示了粘弹性行为,牙周膜显示出非线性应力应变的行为。该装置精度较高,可用于临床诊断,但同样无法控制载荷。

Liu 等^[22]为计算牙周膜建模所需的精确参数,研发了一种可直接于人体口内测量的 Qualisys 运动分析系统,该装置将两个反射标记物分别固定在测量牙和参照牙上,用 60 Hz 红外照相机捕捉它们的运动。用楔形比测仪(wedge comparator)评估其可重复性和精确性,测量 3 个正交方向的标记物位移,分别在不同时间、光照和温度条件下各测量 5 次。结果表明,该装置测量精度高达 10 μm ,故能够精确地测量牙齿位移。

1.5 电磁原理装置

电磁原理装置具有易于实现,体积小,抗干扰能力强,定位精度高,稳定性高,成本低,对人体没有辐射等优势,故在测量牙周膜的口内装置中应用广泛。

Yoshida 等^[23]最早使用了一种三维位移磁传感系统对两名正常女性的上中切牙进行测量。该装置系统包括磁性传感器、电子放大器、滤波器等。传感器由按立方体的 8 个角放置的霍尔元件和置于其中心的圆柱状钕磁铁构成,两个传感器分别位于测量牙前后。实验中,加力装置以 3 s 为间隔施加 0.5~2.0 N 加载力,磁铁在磁场中的位移经换算

得到牙齿位移。该测量系统构成较复杂,体积大,且仅限于测量牙上1个点,并且只能施加恒定的力,但其原理简单,可行性强。

Brosh 等^[24]将46个实验对象(34女,12男)分组进行口内实验。实验装置包括1个装有50 μm 不锈钢丝的弓形夹具、1个内部有测力传感器的把手和微型处理器及显示器。当力施加在两受试牙间的金属条上,两牙被分开50 μm,不锈钢带刚好穿过两牙接触点,通过测量将金属条插入牙齿之间所需的力测量牙齿接触点的紧密程度,再分析不同加载时间内测得的紧密度和牙周膜恢复程度与牙周膜粘弹性的关系。此装置体积小,操作方便,但只能测量两牙接触点处的参数,不能直接测量力与位移的关系。

Dorow 等^[25]对无邻牙干扰的独立前牙进行测量,应用的装置系统包括电涡流传感器、滑轮、滑轨与加力弹簧等,将铝板装于牙上,对牙施加线性增加的力,涡流传感器与铝板间的距离发生微量变化,通过传感器即可得到牙位移与加力大小的关系(见图2)。该实验发现,由牙和牙槽骨引发的张力远小于牙周膜的张力,故在有限元建模中可直接用小厚度的体积元代表硬组织以减少计算时间。此装置原理简单,但只能测量独立前牙。

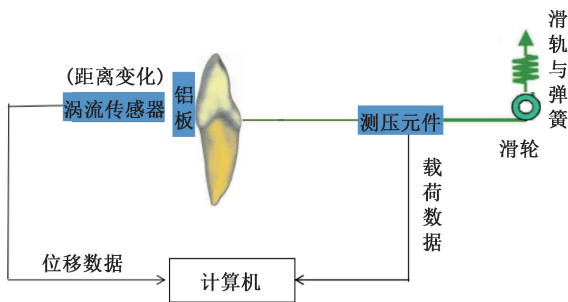


图2 Dorow 装置示意图^[25]

Fig.2 Schematic diagram of Dorow's device

Jónsdóttir 等^[26]应用活体口内装置对7只成年比格犬进行正畸时牙周膜力学行为的测试。为避免邻牙干扰,增加实验空间,拔除了上下颌双侧多个前磨牙及上颌第1磨牙,并在下颌牙槽骨植入种植体以安装位移传感器。传感器配合1个可滑动的磁性标尺连接在受试牙的颊管中。通过弹力圈对下颌第2磨牙进行5 h加力,当牙发生位移,磁性标尺的滑动可产生相应的数据。该实验测得的时

间-位移曲线显示了初始的快速瞬时响应阶段和位移缓慢下降的蠕变阶段。之后,Jónsdóttir 等^[27]再次应用该方法证实了发生玻璃样变和未发生玻璃样变牙周膜力学行为相等的假说不成立。该方法准备时间长,植入体成本高,需拔多颗牙,故不适合应用于人体。

Drolshagen 等^[28]参考 Yoshida 等^[23]的装置,研发出一种新型的口内测量装置。该装置需16个霍尔元件,配合2 mm厚的个性化热成型铝箔咬合板固定在口内以保证装置稳定性,不锈钢推力装置对牙齿施力,集成压电制动器在设定的加载时间内施加载荷,传感器感应牙冠上磁体的位移以推断牙齿的位移(见图3)。该装置比Yoshida 等^[23]的装置体积更小,固定更稳定,且更重要的是可以测量即刻变化的加载力。Konerermann 等^[29]使用了该装置对5名健康志愿者进行实验。分别在5种负载时间内加载0.15 mm总位移,证明了牙周膜在咀嚼、吞咽、受压等不同状态下的时间依赖效应。

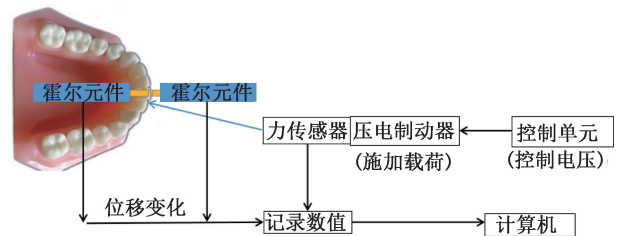


图3 Drolshagen 装置示意图^[28]

Fig.3 Schematic diagram of Drolshagen's device

Wucher 等^[30]使用两个机电装置测量了11名受试者的上颌前牙。该机电装置由能够产生推拉力的促动器、力传感器和位置传感器组成。力传感器和位置传感器分别测量促动器尖端产生的力和位移。两个机电装置平行安装在目标牙上,使上颌切牙同时承受唇和舌力,并同时测量牙齿的即刻移动率。再通过计算机无线通信,实时控制装置对牙的加载、监测力和位移数据。该实验计算出了体内实验的临界力水平,提出正畸中的最优力大小应为10 g,该力值足以引发牙周膜的局部压缩,达到牙移动效果;并认为此前诸多口内实验中设定的加载力值远大于10 g,可能导致牙移动程度与弹性模量等结论的偏差。该体内实验最优力大小的获得对未来口内实验有较大的参考价值。此装置体积小,精

度高,且能使受试牙同时承受唇力和舌力,但仅能用于上颌切牙。

2 牙周膜生物力学口内装置研究存在问题和未来方向

活体口内装置在研究牙周组织生物力学中有着非常重要的作用,由于牙周组织成分多、形态复杂,牙周组织在失活情况下的性质改变对于测量结果的影响难以估量,如牙周膜内组织液循环的丢失等^[31],故口外离体测量难以得到某些真实的参数。同时,体内测试还面临着大量难题亟待克服。例如:很难保证口内施加力的方向相对牙齿是固定的,无法精确标定加载力的方向,无法保证施加力矩与测量位移的方向的一致性,人体或动物头部的活动性,口腔内操作空间的局限性等。

多年以来,国内外许多学者对于活体口内测量装置做了许多方面的研发与尝试^[7]。从早期的加载完成后处死小鼠分离牙周组织进行直接观察,到Micro-CT的尝试,再到现代的光学测量装置以及电磁学测量器械的应用,都为牙周组织的有限元建模参数提供了实验数据的支持^[32]。

传感器是口内装置最为重要的部分,性能优良的传感器可大大提高装置的可操作性。现今已有学者在研究包括光学^[33]、电学^[34]原理的传感器在医学领域的应用。现有口腔内的传感器主要以监测传感器位移、计算牙周膜位移为原理,精度高,测量范围足够大,且成本较低。但现有传感器主要仍为接触式有线传感器,在口内测量的自由度和方向选择上都有限制。因此,在未来相关装置的研发中,无线传感器或许是可行的方向^[35]。

口内牙颌扫描装置已开始大量应用于临床,以其更高的效率、较小的体积、更高的精度逐渐取代传统印模制取,数字化技术的发展也使数字化模型应用成为新的趋势^[36-37]。据此,若未来能研发出类似原理的装置,直接在口内进行更高精度扫描、测量与成像,将使牙周膜口内实验变得更加精确与便捷。

综上所述,牙周膜体内实验不仅能够得到更加真实可信的牙周膜生物力学数据,同时其装置的研发对临床诊疗也有重要的参考价值。因此,更小的体积、对人体更小的刺激、更便捷的操作方式都将

会是口内装置未来的发展方向。

参考文献:

- [1] BAUMRIND S. A reconsideration of the propriety of the “pressure-tension” hypothesis [J]. *Am J Orthod*, 1969, 55(1): 12-22.
- [2] REITAN K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics [J]. *Am J Orthod*, 1957, 43 (1): 32-45
- [3] REITAN K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types [J]. *Angle Orthod*, 1964, 34(4): 244-255
- [4] DOROW C, KRSTIN N, SANDER FG. Determination of the mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment [J]. *J Orofac Orthop*, 2003, 64(2): 100-107.
- [5] KOMATSU K, SHIBATA T, SHIMADA A, et al. Age-related and regional differences in the stress-strain and stress-relaxation behaviours of the rat incisor periodontal ligament [J]. *J Biomech*, 2004, 37(7): 1097-1106.
- [6] SANCTUARY CS, WISKOTT HW, JUSTIZ J, et al. *In vitro* time-dependent response of periodontal ligament to mechanical loading [J]. *J Appl Physiol*, 2005, 99 (6): 2369-2378.
- [7] 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.
- [8] SHELLHART WC, MOAWAD MI, PATERSON RL, et al. Lip adaptation to simulated dental arch expansion. Part 1: Reliability and precision of two lip pressure measurement mechanisms [J]. *Angle Orthod*, 1996, 66(4): 249-254.
- [9] VALTORTA D, MAZZA E. Dynamic measurements of soft tissue viscoelastic properties with a torsional resonator device [J]. *Med Image Anal*, 2005, 9(5): 481-490.
- [10] GOPIKRISHNA V, TINAGUPTA K, KANDASWAMY D. Comparison of electrical, thermal, and pulse oximetry methods for assessing pulp vitality in recently traumatized teeth [J]. *J Endod*, 2007, 33(5): 531-535.
- [11] MILNE T J, ICHIM I, PATEL B, et al. Induction of osteopenia during experimental tooth movement in the rat: Alveolar bone remodelling and the mechanostat theory [J]. *Eur J Orthod*, 2009, 31(3): 221-231.
- [12] KAWARIZADEH A, BOURAUUEL C, ZHANG D, et al. Correlation of stress and strain profiles and the distribution of osteoclastic cells induced by orthodontic loading in rat [J]. *Eur J Oral Sci*, 2004, 112(2): 140-147.
- [13] SHALISH M, WILL LA, FUKAI N, et al. Role of polycystin-

- 1 in bone remodeling: orthodontic tooth movement study in mutant mice [J]. *Angle Orthod*, 2014, 84(5): 885-890.
- [14] XU Y, ZHAO T, XU W, *et al*. Periodontal microstructure change and tooth movement pattern under different force magnitudes in ovariectomized rats: An *in-vivo* microcomputed tomography study [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2013, 143(6): 828-836.
- [15] RU N, LIU SS, ZHUANG L, *et al*. *In vivo* microcomputed tomography evaluation of rat alveolar bone and root resorption during orthodontic tooth movement [J]. *Angle Orthod*, 2013, 83(3): 402-409.
- [16] PAL A, CHEN L, YANG L, *et al*. Micro-anatomical responses in periodontal complexes of mice to calibrated orthodontic forces on the crown [J]. *Orthod Craniofac Res*, 2017, 20 (S1): 100-105.
- [17] SCHULTE W. Periotest-neues messverfahren der funktion des parodontiums [J]. *Zahnarztl Mitt*, 1983, 73: 1229-1240.
- [18] KANEKO TM. Relationship between the stiffness of the dental implant-bone system and the duration of the implant-tapping rod contact [J]. *Med Eng Phys*, 1994, 16(4): 310-315.
- [19] TANNE K, YOSHIDA S, KAWATA T, *et al*. An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects [J]. *Br J Orthod*, 1998, 25(2): 109-115.
- [20] JONES ML, HICKMAN J, MIDDLETON J, *et al*. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject [J]. *J Orthod*, 2001, 28(1): 29-38.
- [21] CRONAU M, IHLOW D, KUBEINMEESENBERG D, *et al*. Biomechanical features of the periodontium: An experimental pilot study *in vivo* [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2006, 129(5): 13-21.
- [22] LIU H, EVANS SL, HOLT C, *et al*. Development of novel techniques *in vivo* measurement of mechanical properties of periodontal ligament [J]. *J Biomech*, 2006, 39(Supplement 1): S201-S202.
- [23] YOSHIDA N, KOGA Y, KOBAYASHI K, *et al*. A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors [J]. *Med Eng Phys*, 2000, 22(4): 293-300.
- [24] BROSH T, MACHOL IH, VARDIMON AD. Deformation/recovery cycle of the periodontal ligament in human teeth with single or dual contact points [J]. *Arch Oral Biol*, 2002, 47(1): 85-92.
- [25] DOROW C, SCHNEIDER J, SANDER F, *et al*. Finite element simulation of *in vivo* tooth mobility in comparison with experimental results [J]. *J Mech Med Biol*, 2003, 3(1): 79-94.
- [26] JÓNSDÓTTIR SH, GIESEN EB, MALTHA JC. Biomechanical behaviour of the periodontal ligament of the beagle dog during the first 5 hours of orthodontic force application [J]. *Eur J Orthod*, 2006, 28(6): 547-552.
- [27] JÓNSDÓTTIR SH, GIESEN EB, MALTHA JC. The biomechanical behaviour of the hyalinized periodontal ligament in dogs during experimental orthodontic tooth movement [J]. *Eur J Orthod*, 2012, 34(5): 542-546.
- [28] DROLSHAGEN M, KEILIG L, HASAN I, *et al*. Development of a novel intraoral measurement device to determine the biomechanical characteristics of the human periodontal ligament [J]. *J Biomech*, 2011, 44(11): 2136-2143.
- [29] KONERMANN A, AL-MALAT R, SKUPIN J, *et al*. *In vivo* determination of tooth mobility after fixed orthodontic appliance therapy with a novel intraoral measurement device [J]. *Clin Oral Investig*, 2016, 21(4): 1-7.
- [30] WUCHER T, DIPPENAAR A M, WUCHER M. *In-vivo* determination of critical force levels using an intraoral electromechanical device to measure nonpathologic tooth mobility [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2017, 152(5): 592-600.
- [31] WISKOTT AH, BERGOMI M, BOTSIS J, *et al*. Load response of periodontal ligament: Assessment of fluid flow, compressibility, and effect of pore pressure [J]. *J Biomech Eng*, 2010, 132(1): 014504.
- [32] 满斌, 傅波, 白林, 等. 基于4种软件的牙周病患者牙齿建模和受力分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 454-457.
- MAN B, FU B, BAI L, *et al*. Modeling and analysis for teeth of a patient with periodontal diseases based on four kinds of software [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 454-457.
- [33] 侯正田, 侯承志, 徐武松. 光纤传感器及其医学应用[J]. *甘肃科技*, 2012, 28(5): 142-143.
- [34] 沙敏, 王一枫, 丁宁, 等. 基于电控旋转磁场与非迭代几何算法的电磁跟踪方法仿真研究[J]. *航天医学与医学工程*, 2016, 29(1): 28-33.
- [35] 万乔乔, 张俊然, 赵斌. 无线传感器网络通信协议及其在医学领域的研究进展[J]. *传感器与微系统*, 2015, 34(7): 12-13.
- [36] 徐明明, 刘峰. 数字印模技术[J]. *中国实用口腔科杂志*, 2013, 6(6): 321-326.
- [37] 林柳兰, 张凌峰. 通过骨支架的数字化建模分析其力学性能与内部流场分布[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 248-255.
- LIN LL, ZHANG LF. Analysis on mechanical properties and internal flow field distributions of bone scaffold by digital modeling [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(3): 248-255.