

文章编号: 1004-7220(2023)05-0888-06

# 球面托槽和传统托槽作用下口腔黏膜的生物力学研究

郭龙妹<sup>1</sup>, 吉利<sup>1</sup>, 陈太聪<sup>2,3</sup>, 郭冰<sup>1</sup>, 韩玉<sup>4</sup>(1. 中山大学附属第一医院 口腔科, 广州 510080; 2. 华南理工大学 土木与交通学院, 广州 510640;  
3. 亚热带建筑科学国家重点实验室, 广州 510640; 4. 广州欧欧口腔医疗研究院, 广州 510080)

**摘要:**目的 通过三维有限元分析在球面托槽以及传统托槽的作用下口腔黏膜的力学反应。方法 建立上唇组织-中切牙-托槽的三维有限元模型。根据中切牙不同排列情况设计4个模拟案例,分析滑动的上唇组织分别在球面托槽以及传统托槽作用下的应力、应变情况。结果 牙齿平齐时,球面托槽对口腔黏膜的最大应力较传统托槽大;切牙发生近中扭转 $15^\circ$ 、 $30^\circ$ 以及唇侧倾斜 $15^\circ$ 时,传统托槽情况下口腔黏膜最大应力均大于球面托槽最大应力。结论 具有圆滑外形的球面托槽比方形传统托槽更契合牙列不齐正畸患者口腔软组织的功能运动,建议改善方形托槽的外形设计以降低口腔黏膜组织的力学反应。

**关键词:** 有限元分析; 口腔黏膜; 应力; 球面托槽

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.006

## Biomechanical Study of Oral Mucosa under the Effect of Spherical and Conventional Brackets

GUO Longmei<sup>1</sup>, JI Li<sup>1</sup>, CHEN Taicong<sup>2,3</sup>, GUO Bing<sup>1</sup>, HAN Yu<sup>4</sup>

(1. Department of Stomatology, the First Affiliated Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510080, China; 2. School of Civil Engineering and Transportation, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China; 3. State Key Laboratory of Subtropical Building Science, Guangzhou 510640, China; 4. Guangzhou OO Stomatology Institute, Guangzhou 510080, China)

**Abstract:** **Objective** To explore the biomechanical responses of oral mucosa under the effect of spherical bracket and conventional bracket by three-dimensional (3D) finite element analysis. **Methods** The 3D finite element model of lip-incisor-bracket was established. Four simulated cases were designed according to different arrangements of central incisors, and the stress and strain of the moving upper lip under the effect of spherical bracket and conventional bracket were analyzed numerically. **Results** The maximum stress of spherical bracket on oral mucosa was higher than that of conventional bracket when the tooth was aligned. The maximum stress of conventional bracket on oral mucosa was higher than that of spherical bracket, when the incisor was mesially rotated by  $15^\circ$  and  $30^\circ$ , as well as labially misaligned by  $15^\circ$ , respectively. **Conclusions** Compared with square conventional bracket, spherical bracket with smooth shape is more suitable for the functional movement of oral soft tissues in orthodontic patients with misaligned teeth. It is suggested that shape design of conventional brackets should be improved to reduce mechanical response of oral mucosal tissues.

**Key words:** finite element analysis; oral mucosa; stress; spherical bracket

收稿日期: 2023-03-08; 修回日期: 2023-04-27

基金项目: 广州市创新创业领军人才项目(2021-L004), 广东省科技计划项目(2006B12501001)

通信作者: 郭冰, 副主任医师, E-mail: guobing@mail.sysu.edu.cn

口腔黏膜是一种覆盖在除牙齿外的所有口腔表面的一层连续的衬里,是机体的第一道防线,能保护机体免受物理、化学、微生物等伤害<sup>[1]</sup>。不同区域的口腔黏膜对机械摩擦表现出不同的耐受性,其中位于颊、唇区的黏膜由非角化上皮组成,对机械刺激非常敏感<sup>[2]</sup>。正畸期间固定矫治装置(托槽、颊面管)常与唇颊黏膜接触产生应力,会出现细胞肿胀、细胞核增大和细胞间水肿,黏膜会发生糜烂、溃疡等,尤其是正畸的第1个月<sup>[3-5]</sup>。研究发现,口腔黏膜受到客观刺激(压力)与主观反应(疼痛)显示出密切的正向联系<sup>[2,4]</sup>。疼痛会对正畸患者的生活质量产生负面影响,甚至令患者提前中止治疗<sup>[6]</sup>。因此,研究正畸初期口腔黏膜的生物力学情况有助于更好理解和解决正畸期间的疼痛。

有研究发现,给托槽表面佩戴定制的圆弧形防护盾能减轻患者的黏膜刺激<sup>[7]</sup>。这一研究结果为托槽的研发设计提供了新思路。近年来出现一种外形为半球面的矫治器——球面自锁托槽,改变以往托槽呈方形的设计。关于球面自锁托槽的粘接强度等已有相关研究<sup>[8]</sup>,但其对于口腔黏膜的生物力学分析鲜有报道。研究托槽对口腔黏膜的作用力系,对托槽外形设计具有十分重要的临床意义。有限元方法是一种计算复杂结构应力、应变的工程资源,可以应用于生物力学分析,定量地分析生物组织中可能发生的生理反应,能非侵入性预测生物组织的力学反应,已广泛应用于口腔咀嚼黏膜、牙体组织等研究<sup>[9-11]</sup>。本文采用有限元方法探索球面自锁托槽、方形传统托槽与口腔黏膜接触下的应力、应变情况。

## 1 材料与方法

为简化建模及计算,选取部分上唇组织、无结扎丝的传统托槽、球面自锁托槽及右上颌中切牙进行有限元分析,技术路线如图1所示。

### 1.1 几何模型确立

采用大视野锥形束计算机断层(cone beam computer tomography, CBCT)扫描机(Kavo i-CAT FLX, 美国)对1例上前牙整齐且口周肌无明显异常24岁女性颌面部进行扫描,扫描数据以DICOM格式存储。使用口内扫描仪扫描口内牙列,获取患

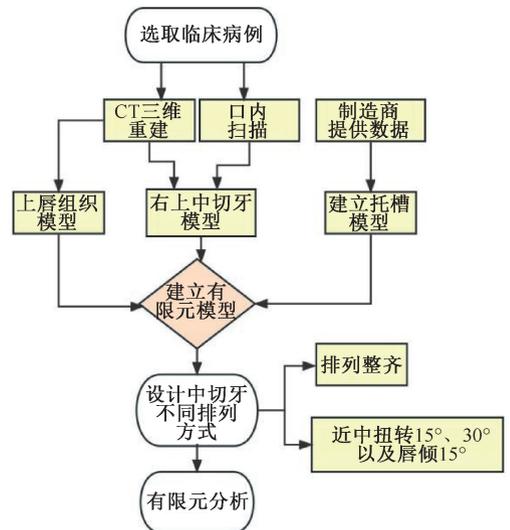


图1 技术路线

Fig.1 Technical route

者的牙列信息,以标准三维格式(STL)存储点云文件。CBCT能真实反映牙根的形态和尺寸,口内扫描仪能精准获取牙齿牙冠面的形态,后续将结合这两种扫描数据,建立有限元分析使用的切牙模型。首先,通过软件Mimics 17.0,调节CBCT灰度阈值(1 300~4 000)提取上牙列的相关信息<sup>[12]</sup>,分离右上颌中切牙为研究对象,获得牙根与牙冠粗糙模型,导出STL点云数据。其次,通过逆向工程软件Geomagic Studio 2013,对口内扫描牙冠模型和CBCT获得的牙根和牙冠模型进行拟合。最后,通过曲面封装等处理,获得右上颌中切牙的三维几何模型[见图2(a)],以STP通用三维格式文件导出保存。

通过三维建模软件SolidWorks 3D软件,1:1还原球面自锁托槽(广州欧欧医疗科技有限责任公司)及未结扎的传统托槽(3M公司,美国)的真实形态,将3D模型[见图2(b)、(c)]以STP格式文件导出保存。

对于上唇组织模型,先将CBCT扫描得到的软组织数据导入软件Mimics 17.0,调节CBCT灰度阈值(-260~276)<sup>[13]</sup>提取上唇软组织的相关信息,局部选取右上颌中切牙所对应的唇侧软组织作为研究对象。由于主要研究上唇组织内侧口腔黏膜与托槽接触的力学反应,简化上唇组织模型的宽度约为牙冠宽度3倍,高度基本与右上颌中切牙长轴一

致,厚度以中切牙临床冠中心点的唇侧软组织厚度为准,最终获得宽30 mm、高25 mm、厚5 mm的上唇组织模型。填补CBCT的每层断层面信息以及删除多余的数据,重建三维影像,并进行模型表面优化处理,得到唇侧软组织完整模型,导出STL点云数据。然后通过Geomagic Studio 2013软件进行曲面封装等处理,得到上唇组织三维几何模型[见图2(d)],以STP格式文件导出保存。

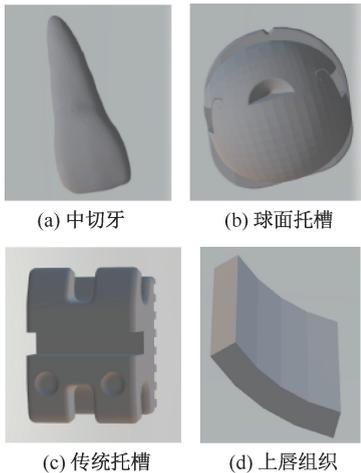


图2 几何模型

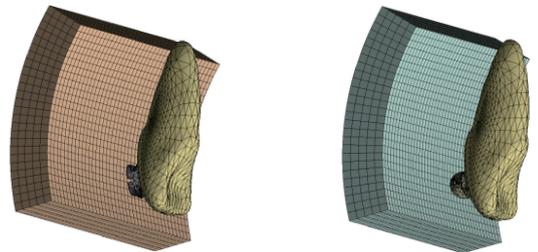
Fig. 2 Geometry models (a) Central incisor, (b) Spherical bracket, (c) Conventional bracket, (d) Upper lip tissue

## 1.2 有限元模型建立

**1.2.1 初始状态及接触关系设定** 在ANSYS软件中分别导入切牙、托槽以及上唇组织的STP几何模型文件。通过切牙临床冠中心确定托槽固定于牙面的位置,并基于笛卡尔坐标确保不同托槽的粘接位置相同。设置上唇组织内侧口腔黏膜与托槽顶面接触为初始状态模型,即缓慢移动上唇组织靠近托槽,当其在发生碰撞的瞬间,即为0距离状态。设置牙齿与球面托槽/3M托槽之间为不发生相对滑动的粘接接触关系,即绑定接触;设置湿润的唇黏膜与托槽之间为摩擦接触,摩擦因数为0.05<sup>[4]</sup>。

**1.2.2 材料属性** 为了更合理地进行分析,将上唇组织设定为非线性材料<sup>[1-2,4]</sup>,应力为相同应变情况下皮下组织应力的50%。其中,皮下组织的应力-应变关系曲线来源于人体腹部皮下脂肪的材料实

验<sup>[14]</sup>。在ANSYS软件中采用二阶Mooney-Rivlin模型<sup>[15]</sup>拟合人体上唇组织的应力-应变关系曲线。拟合后得到的人体上唇组织初始弹性模量为2 kPa。进一步地,由于生物软组织通常被认为不可压缩,上唇组织也是其中之一,可用较大数值的泊松比来模拟低压缩性或不可压缩性,故设置上唇组织材料的泊松比为0.48<sup>[4]</sup>。此外,由于牙齿和托槽的硬度远大于上唇组织的硬度,设置牙、球面托槽/3M托槽为均质、各向同性的线弹性材料<sup>[16]</sup>。其中,上颌中切牙、托槽、上唇组织的弹性模量分别为20、200 GPa和2 MPa,泊松比分别为0.30、0.30、0.48。**1.2.3 网格划分** 利用ANSYS 19.2软件的自动网格生成器对计算模型进行有限单元网格剖分。其中,对于需要获得精确应力应变分布的口腔黏膜组织,选取六面体单元类型;对于牙齿及托槽,其刚度大、变形小,为适应其几何形状,选取四面体单元类型(见图3)。



(a) 唇组织-中切牙-传统托槽模型 (b) 唇组织-中切牙-球面托槽模型

图3 有限元网格模型

Fig. 3 Finite element mesh models (a) The model of lip-incisor-conventional bracket, (b) The model of lip-incisor-spherical bracket

**1.2.4 荷载定义与有限元分析方案** 对正畸患者口腔功能活动过程中口腔黏膜与托槽接触时的应力分布情况开展模拟计算分析。在ANSYS中的计算分析荷载定义为:口腔黏膜分别沿着切牙唇面的球面托槽和传统托槽作两阶段运动,即先压入3 mm后滑动5 mm,计算口腔黏膜组织的应力分布。

为了更高效、准确地得到分析结果,本研究采用两层次模型分析法:①第1层次,对整体模型划分较粗的有限单元网格,进行两阶段运动的有限元分析,得到整体模型的变形情况;②第2层次,结合圣维南原理<sup>[17]</sup>,切割出变形较大的局

部模型,重新划分单元网格,细化单元尺寸至 0.3 mm,将第 1 层次得到的模型分割处的位移结果作为局部精细模型的边界条件输入,再次计算分析。

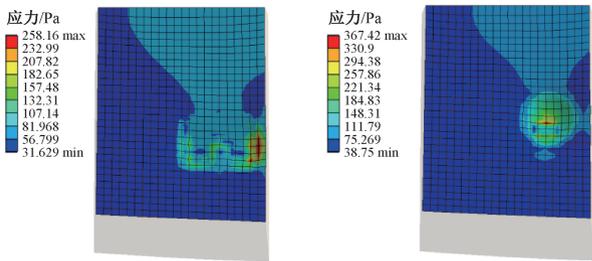
结合临床上正畸患者切牙常见的几种排列状态,本研究在排牙整齐的标准工况外,另外增加了 3 种牙齿排列工况:近中扭转 15°、30°以及唇侧倾斜 15°。

## 2 结果

本文基于非线性有限元的方法,建立上唇组织、牙齿与托槽的完整模型,并成功模拟口腔功能活动过程中托槽对口腔黏膜的作用力系。

### 2.1 标准工况分析

在牙齿整齐工况下,压入 3 mm 后水平滑动阶段,方形传统托槽情况下的口腔黏膜最大 von Mises 应力达到 258 Pa,而球面自锁托槽情况下口腔黏膜最大 von Mises 应力达到 367 Pa。口腔黏膜在方形传统托槽的边缘和尖角处,球面自锁托槽凹槽处出现应力集中(见图 4)。



(a) 唇组织-中切牙-传统托槽模型 (b) 唇组织-中切牙-球面托槽模型

图 4 标准工况最大应力分布

Fig. 4 Distributions of maximum stress in standard working condition (a) The model of lip-incisor-conventional bracket, (b) The model of lip-incisor-spherical bracket

### 2.2 多角度工况分析

牙齿发生错位后,应力分布情况发生了较显著的变化。整体趋势表现为:随着牙齿水平方向错位角度的增加,方形传统托槽情况下的口腔黏膜最大应力增加;而球面自锁托槽情况下,口腔黏膜最大应力减小,且在相同旋转角度下均小于方形传统托槽情况下的口腔黏膜最大应力;牙齿竖直方向旋转表现出的应力集中略大于水平旋转相同角度的结果(见表 1)。

表 1 两种托槽对唇黏膜最大应力

Tab. 1 Maximum stress on lip mucosa under the effect of two brackets

牙齿排列位置	球面托槽	传统托槽
整齐	367	258
近中扭转 15°	274	322
唇倾 15°	390	490
近中扭转 30°	228	1 216.6

单位:Pa

## 3 讨论

口腔黏膜的机械刺激是正畸治疗长期存在的问题<sup>[5-7]</sup>。托槽、弓丝末端和结扎丝常刺激唇/颊黏膜<sup>[5-6]</sup>。正畸医生通过截断或回弯过长的弓丝、将结扎丝塞在弓丝内侧解决部分机械刺激的问题<sup>[18]</sup>;而对于刺激黏膜的托槽,医生常建议患者使用蜡覆盖在托槽的尖锐部分<sup>[18-19]</sup>,但蜡不能很好覆盖托槽的突出部分,亦会影响患者进食,增大弓丝与槽沟的摩擦力,积累牙菌斑<sup>[19]</sup>。因此,设计一款减轻黏膜刺激的托槽具有重大的临床意义。球面托槽其独特的外形对口腔黏膜的力学反应可能不同于以往方形的传统托槽。基于此,本文利用有限元方法初步探索口腔黏膜与托槽之间接触的应力变化情况。

本文发现,上唇组织分别压入两组托槽后,均能使口腔黏膜的应力增大。Helou 等<sup>[20]</sup>通过使用厚度为 23  $\mu\text{m}$  压力传感器亦发现托槽粘接后唇部受到的应力会增加。有限元分析发现,方形传统托槽的边缘和尖角易形成应力集中点(见图 4),临床上亦发现这些区域更深地嵌入邻近的口腔黏膜(见图 5),托槽的机械刺激是黏膜感觉不适与发生病变的原因之一<sup>[18,21]</sup>,故临床上正畸医生常建议正畸患者使用正畸蜡遮盖托槽的突出部分<sup>[18-19]</sup>。模拟正畸患者牙齿的扭转错位状态时,有限元模型显示,相同旋转角度下方形传统托槽情况下的口腔黏膜最大应力大于球面自锁托槽;且随着牙齿水平方向错位角度的增加,应力明显增加。方形传统托槽所产生的应力较大,原因是其边缘、棱角更深嵌入口腔黏膜,造成口腔黏膜局部应力明显升高;球面自锁托槽所产生的应力较小,原因是其圆弧形的外形可以分散应力<sup>[22]</sup>,并且不齐的牙列使易应力集中的锁盖结构远离了口腔黏膜。研究发现,口腔黏膜的客观刺激(压力)和主观反应(疼痛)在临床中显

示出密切的正向联系<sup>[4,23]</sup>。本文由此推测,传统托槽矫治的牙列不齐患者疼痛不适程度可能较球面托槽矫治的患者高。牙齿唇侧方向旋转,口腔黏膜表现出的应力大于水平旋转相同角度的应力,这种差异一部分源自牙齿唇向突度增大导致上唇黏膜所受压力增大<sup>[20]</sup>,一部分是由于托槽整体在竖直方向更长。当中切牙整齐时,球面托槽的应力比传统托槽大,这是由于球面托槽体部较高导致。但值得一提的是,本文所建有限元模型未考虑传统托槽的结扎丝及牵引钩等对黏膜的刺激。



图5 传统托槽佩戴不同时间口腔黏膜表现  
Fig.5 Oral mucosal presentation after wearing conventional brackets for different periods  
(a) After 1 week, (b) After 6 months

鲁棒性是结构承受意外荷载时能避免产生与外载不相称破坏的结构整体性能,即在不确定因素的影响下,较高的鲁棒性结构设计能降低目标性能对不确定性的扰动的敏感性<sup>[24]</sup>。球面托槽在应对唇部组织各个角度的运动,对口腔黏膜的应力幅度较稳定,一定程度上证明球面托槽的结构具有鲁棒性,能降低实际生活中不同方向力的干扰程度。

唇颊黏膜组织是一个复杂的结构,有大量的通道和血管,并且人体软组织材料性质复杂,有不均匀性、各向异性、准不可压缩性、非线性、塑性、黏弹性等<sup>[2,4,25]</sup>。对唇部软组织建模,必须要简化唇部软组织特性,故本文将唇部组织设定为一种厚度一致的非线性材料。由于一般情况下上唇对切牙会有平均7.16 N压力<sup>[26]</sup>,并且托槽粘接后唇部的压力明显增加<sup>[20]</sup>,故本文设置上唇组织模型先压入托槽模型3 mm。本文模拟了唇部组织的活动,原因是口腔行使咀嚼、言语、吞咽等日常功能期间口腔黏

膜与托槽有高频次的接触,且研究发现,脸颊的肌肉运动能引发正畸患者的口腔溃疡<sup>[27]</sup>。临床上发现,正畸患者常存在牙列不齐,且集中在前牙区,故本文还模拟了牙齿各个方向的错位。

正确应用口腔黏膜的生物力学模型及理解口腔黏膜的生物力学反应,可以辅助正畸矫治器的外形设计。此外,这些模型也有助于发现与生物力学反应相关的生理因素,从而提高研究人员对临床和生物学研究中的理解。本文所建唇部组织模型存在一定的局限性:①由于目前缺乏足够的实验数据,唇部组织材料的应力-应变关系和泊松比是根据其他软组织材料的实验数据进行假设;②上唇软组织模型未体现内部层次;③口腔黏膜与托槽的接触应力除了受牙齿排列位置的影响外,还受颌骨间关系、牙位、牙列长度、下颌骨平面角、性别、年龄等影响<sup>[20,25,28]</sup>。

## 4 结论

本研究所建立的唇部组织生物力学模型能在一定程度上解释、分析和预测粘接不同形状托槽后唇黏膜的生物力学反应,有助于优化托槽的外形设计,帮助降低正畸患者的副作用。此外,通过初步体外研究可发现,具有规则凸曲率的球面托槽比方形传统托槽更契合牙列不齐正畸患者口腔软组织的功能运动,有助于减小口腔黏膜组织的力学反应。

## 参考文献:

- [1] ŞENEL S. An overview of physical, microbiological and immune barriers of oral mucosa [J]. *Int J Mol Sci*, 2021, 22(15): 7821.
- [2] CHOI JJE, ZWIRNER J, RAMANI RS, *et al*. Mechanical properties of human oral mucosa tissues are site dependent: A combined biomechanical, histological and ultrastructural approach [J]. *Clin Exp Dent Res*, 2020, 6(6): 602-611.
- [3] MANUELLI M, MARCOLINA M, NARDI N, *et al*. Oral mucosal complications in orthodontic treatment [J]. *Minerva Stomatol*, 2019, 68(2): 84-88.
- [4] CHEN J, AHMAD R, LI W, *et al*. Biomechanics of oral mucosa [J]. *J R Soc Interface*, 2015, 12(109): 20150325.
- [5] RENNICK LA, CAMPBELL PM, NAIDU A, *et al*.

- Effectiveness of a novel topical powder on the treatment of traumatic oral ulcers in orthodontic patients: A randomized controlled trial [J]. *Angle Orthod*, 2016, 86(3): 351-357.
- [ 6 ] LEIVA-CALA C, LORENZO-POUSO AI, CENTENERA-CENTENERA B, et al. Clinical efficacy of an aloe vera gel versus a 0.12% chlorhexidine gel in preventing traumatic ulcers in patients with fixed orthodontic appliances: A double-blind randomized clinical trial [J]. *Odontology*, 2020, 108(3): 470-478.
- [ 7 ] DE LIMA MENDONÇA S, PRAXEDES NETO OJ, DE OLIVEIRA PT, et al. Comparison of friction produced by two types of orthodontic bracket protectors [J]. *Dental Press J Orthod*, 2014, 19(1): 86-91.
- [ 8 ] JI L, CHEN Z, LIAO CH, et al. Effects of customized resin base on bonding strength of spherical self-ligating brackets [J]. *J Orofac Orthop*, 2022, 83(2): 108-116.
- [ 9 ] SINGH JR, KAMBALYAL P, JAIN M, et al. Revolution in orthodontics: Finite element analysis [J]. *J Int Soc Prev Community Dent*, 2016, 6(2): 110-114.
- [10] 王晓萌, 冯驭驰. 口腔咀嚼黏膜的生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(4): 771-776.
- WANG XM, FENG XC. Biomechanical research progress on oral masticatory mucosa [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(4): 771-776.
- [11] 严斌, 施昊天, 刘懋. 基于非线性黏弹性模型的上颌中切牙转矩控制有限元研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 105.
- [12] 王爽, 孙江, 于雁云. 基于 CBCT 图像的颌骨及牙列有限元建模方法研究[J]. *实用口腔医学杂志*, 2019, 35(1): 55-59.
- [13] 刘煜. 人头面部三维有限元模型的建立及撞击伤模拟检验研究[D]. 重庆: 第三军医大学, 2016.
- [14] 崔世海, 段海彤, 李海岩, 等. 皮下脂肪组织本构模型及其生物力学性能研究进展[J]. *汽车工程学报*, 2019, 9(4): 277-284.
- [15] SIMS AM, STAIT-GARDNER T, FONG L, et al. Elastic and viscoelastic properties of porcine subdermal fat using MRI and inverse FEA [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2010, 9(6): 703-711.
- [16] PAPAGEORGIOU SN, SIFAKAKIS I, KEILIG L, et al. Torque differences according to tooth morphology and bracket placement: A finite element study [J]. *Eur J Orthod*, 2017, 39(4): 411-418.
- [17] 滕振超. 圣维南原理的有限元模拟[J]. *价值工程*, 2018, 37(24): 188-190.
- [18] KLUEMPER GT, HISER DG, RAYENS MK, JAY MJ. Efficacy of a wax containing benzocaine in the relief of oral mucosal pain caused by orthodontic appliances [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2002, 122(4): 359-365.
- [19] BOZKURT AP, ÜNLÜ Ö, DEMIRCI M. Comparison of microbial adhesion and biofilm formation on orthodontic wax materials; An *in vitro* study [J]. *J Dent Sci*, 2020, 15(4): 493-499.
- [20] HELOU ME, NASSAR R, KHOURY E, et al. Variation of upper lip pressure on upper teeth during non-extraction orthodontic treatment: A prospective clinical study [J]. *Int Orthod*, 2019, 17(4): 693-700.
- [21] KVAM E, GJERDET NR, BONDEVIK O. Traumatic ulcers and pain during orthodontic treatment [J]. *Community Dent Oral Epidemiol*, 1987, 15(2): 104-107.
- [22] HARDALUPAS Y, TAYLOR AMKP, WILKINS JH. Experimental investigation of sub-millimetre droplet impingement onto spherical surfaces [J]. *Int J Heat Fluid Flow*, 1999, 20(5): 477-485.
- [23] MCMILLAN AS. Pain-pressure threshold in human gingivae[J]. *J Orofac Pain*, 1995, 9(1): 44-50.
- [24] 赵一帆. 杆系结构的鲁棒性研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2016.
- [25] CHEN J, SUENAGA H, HOGG M, et al. Determination of oral mucosal Poisson's ratio and coefficient of friction from *in-vivo* contact pressure measurements [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(4): 357-365.
- [26] TAKEHANA Y, MASUDA Y, KAGEYAMA T, et al. The relationship between lip-closing force and dental arch morphology in patient with angle class I malocclusion [J]. *J Oral Rehabil*, 2017, 44(3): 205-212.
- [27] PROFIT WR. Orthodontic treatment planning: Limitations, controversies and special problems. Contemporary orthodontics [M]. 4<sup>th</sup> ed. USA: Elsevier Science, 2007: 268-330.
- [28] JUNG MH, YANG WS, NAHM DS. Effects of upper lip closing force on craniofacial structures [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003, 123(1): 58-63.