

# 两种边缘设计的髓腔固位冠修复不同缺损 下颌第一磨牙的有限元分析

翟晓阳 张静亚 张三柯 姜川静 邱晓霞

郑州大学第一附属医院口腔修复科, 郑州大学口腔医学院, 郑州 450052

**[摘要]** 目的 采用有限元法研究下颌第一磨牙在不同的轴壁厚度和高度缺损时, 两种边缘设计的髓腔固位冠受力时的应力分布情况, 为临床髓腔固位冠预备方式的选择提供理论依据。方法 建立不同轴壁厚度( $t$ , 分别为1、2、3 mm), 不同轴壁高度( $h$ , 分别为2、3、4 mm)的两种边缘设计(平面对接型为A组, 包绕型为B组)下颌第一磨牙有限元模型, 并行髓腔固位冠修复, 对各模型进行垂直及斜向加载, 记录在两种力学加载下剩余牙体组织最大主应力和等效应力大小及分布情况。结果 两组实验模型的牙体组织最大主应力及等效应力在两种力学载荷下分布相似; 垂直载荷下,  $t$ 、 $h$ 相同时, A组最大主应力及等效应力值均小于B组; 斜向载荷下,  $h$ 一定时, A、B组最大主应力值随轴壁厚度的增大而减小; 在 $t$ 相同、 $h$ 为2、3 mm时, A组等效应力值低于B组; 当 $h$ 为4 mm时, A组等效应力值高于B组。结论 咀嚼运动中, 在承受垂直向的力时, 平面对接型髓腔固位冠优于包绕型; 当余留轴壁高度较高, 包绕型髓腔固位冠比平面对接型能更好地承受侧向力。

**[关键词]** 下颌第一磨牙; 髓腔固位冠; 有限元分析; 轴壁高度; 等效应力

**[中图分类号]** R 783 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2019.05.005



开放科学(资源服务)  
标识码(OSID)

**Finite-element analysis of mandibular first molar with two marginal designs of endocrown for the repair of different defects** Zhai Xiaoyang, Zhang Jingya, Zhang Sanke, Jiang Chuanjing, Qiu Xiaoxia. (Dept. of Prosthodontics, The First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Stomatological College of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China)  
Supported by: Key Projects of Henan Education Department (18A320055). Correspondence: Qiu Xiaoxia, E-mail: zzkqxx85@sina.com.

**[Abstract]** **Objective** This study aimed to evaluate the stress distribution of the mandibular first molar with different thicknesses and heights of the axial wall restored by the endocrown with two marginal designs and thus provide a theoretical basis for selecting clinical preparation through the finite-element method. **Methods** Two marginal endocrowns of the mandibular first molar with different axial-wall thicknesses ( $t=1, 2, 3$  mm) and heights ( $h=2, 3, 4$  mm) were established. Group A was the butt-joint design, whereas group B was the shoulder-surrounded design. After applying vertical and oblique loads, the size and distribution of the maximum principal stress and equivalent stress of residual tooth tissue were recorded. **Results** The maximum principal stress and equivalent stress distribution of residual tooth tissue were similar among different models. Group A showed a lower maximum principal stress and equivalent stress than group B at the same thickness and height under vertical load. Meanwhile, under oblique load, the maximum principal stress values of groups A and B decreased with increased thickness at constant height. Group A showed lower equivalent stress than group B at the same thickness and height of 2 and 3 mm. However, when the height was 4 mm, the trend was reversed. **Conclusion** In mastication, when bearing the vertical force, the retention of the butt-joint marginal endocrown preferred to the shoulder-surrounded one. Given the higher axial wall of the shoulder-surrounded marginal endocrown, it showed better ability to bear the oblique force than the butt-joint one.

**[Key words]** mandibular first molar; endocrown; finite element analysis; axial wall height; equivalent stress

**[收稿日期]** 2019-03-30; **[修回日期]** 2019-06-21

**[基金项目]** 河南省教育厅重点项目(18A320055)

**[作者简介]** 翟晓阳, 硕士, E-mail: 1132391509@qq.com

**[通信作者]** 邱晓霞, 主任医师, 硕士, E-mail: zzkqxx85@sina.com

牙体缺损的后牙在根管治疗后常选择全冠修复以保护剩余的牙体组织。全冠固位力好, 能够有效防止牙冠劈裂<sup>[1]</sup>。当后牙出现大面积牙体缺损时,

多采用桩核冠修复,可以通过增加桩的固位为剩余牙体组织提供足够的固位和抗力<sup>[2]</sup>。当牙冠龈缘高度过低,咬合间隙过小,无法采用全冠或桩核冠形成良好固位时,可利用髓腔固位制作修复体,即髓腔固位冠<sup>[3]</sup>。

目前文献报道<sup>[4-5]</sup>中关于髓腔固位冠的研究多采用平面对接型边缘,而包绕型边缘的固位力更好,目前对不同程度牙体缺损时髓腔固位冠的边缘设计还没有统一的看法。本研究拟建立下颌第一磨牙不同轴壁厚度和高度的平面对接型和包绕型髓腔固位冠,采用有限元法研究剩余牙体组织及修复体的应力大小及分布情况,为临床上髓腔固位冠预备方式的选择提供依据。

## 1 材料和方法

### 1.1 建模素材选择

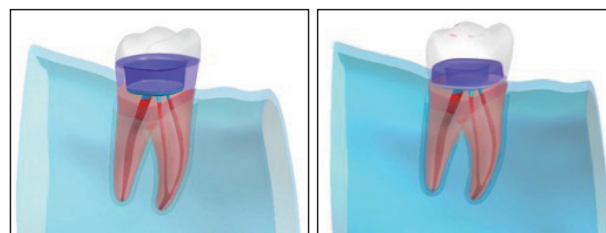
选择1例颌骨发育正常,牙列完整,咬合关系正常,磨牙中性关系,覆殆覆盖正常,下颌第一磨牙牙体完整,无缺损及磨耗,形态正常,无牙周疾患及牙槽骨吸收的身体健康的年轻成年男性志愿者。

### 1.2 有限元模型的建立

1.2.1 三维数字模型的重建 采用锥形束CT (cone-beam computer tomography, CBCT; 美国KaVo 3D eXam公司产品) 进行扫描。志愿者坐于CBCT椅位上,上下中切牙咬住固定杆,球管绕志愿者头部进行360°扫描,扫描电压为120 kV,电流为5 mA,扫描范围为640 px×640 px,层厚为0.25 mm,将获得的扫描数据以DICOM格式存储,使用Mimics 20软件 (Materialise公司,比利时) 读取CBCT数据,通过阈值分析和调整处理,利用 Calculate 3D from Masks 工具进行三维模型重建,计算生成右下颌第一磨牙的牙体组织点云模型后导入Geomagic Studio 2014软件 (3D Systems公司,美国),使用Geomagic软件对生成的模型进行表面去噪,将其转化为高质量的NURBS曲面模型,并将原NURBS曲面模型转化成CAD模型,最后通过Unigraphics NX 10软件 (Siemens公司,德国) 中的曲面缝合功能将其实体化,生成右下颌第一磨牙三维实体模型。同样的方法生成对颌第一磨牙三维实体模型。

1.2.2 不同轴壁厚度及高度的两种边缘设计的右下颌第一磨牙髓腔固位冠修复三维数字模型的建立 在建立的右下颌第一磨牙三维数字模型基础上,使用Unigraphics NX 10软件进行计算机辅助设计,设计轴壁厚度 (tight, t) 分别为1、2、3 mm (分组时用1、2、3表示),轴壁高度 (height, h) 分别为2、

3、4 mm (分组时用a、b、c表示) 的两种不同边缘设计 (平面对接型为A组,包绕型为B组) 髓腔固位冠洞型,共18个实验模型组,分别为A1a、A1b、A1c、A2a、A2b、A2c……B3c组。模拟髓腔固位冠牙体预备,要求髓室壁无倒凹,洞内固位髓壁外展6°,根管内为连续光滑有锥度的曲线,根管内牙胶充填至距离根管口1 mm,用流动树脂封闭根管口1 mm并垫平髓室底 (约0.5 mm); 粘接剂层的厚度为50 μm; 包绕型修复体冠边缘位于釉牙骨质界上2 mm,肩台宽度0.5 mm; 要求髓腔固位冠修复后的外形和实验对象原外形一致 (图1)。



左:平面对接型;右:包绕型。

图1 建模后透视图

Fig 1 Perspective after modeling

1.2.3 建立有限元分析模型 将实验模型导入有限元分析软件Ansys workbench 18.2 (ANSYS公司,美国) 中,并采用四面体十节点的方法行网格划分后建立有限元模型。

### 1.3 实验条件假设和边界条件设定

实验模型假设所有的牙体组织、牙周组织和修复材料为均质、连续且各向同性的弹性线性材料,各材料紧密接触且无相对滑动。实验选择临床常用的E-max二硅酸锂基玻璃陶瓷,相关材料的参数见表1<sup>[6]</sup>,边界条件设定为牙槽骨的颊舌面及底部完全固定。

表1 模型的材料参数

Tab 1 Mechanical parameter of materials

材料	弹性模量/GPa	泊松比
釉质	84.10	0.33
牙本质	18.60	0.31
皮质骨	13.70	0.30
松质骨	1.37	0.30
牙周膜	0.05	0.49
流动树脂	6.50	0.30
牙胶	$6.9 \times 10^{-4}$	0.45
粘接剂树脂	8.30	0.35
E-max瓷块	95	0.32

### 1.4 加载条件

在实验牙与对颌牙间增加垫片模拟临床咀嚼的食物,垫片厚度为1 mm,杨氏弹性模量为0.03 GPa<sup>[7]</sup>。

在上颌牙齿上模拟临床咬合对各个实验模型进行力学垂直加载和斜向加载,垂直加载方向为平行于牙体长轴,指向根方,斜向加载方向为与牙体长轴呈45°,斜向舌侧;加载力值为100 N。

### 1.5 分析指标

计算不同轴壁厚度及高度下两种边缘设计的剩余牙体组织及修复体在垂直及斜向载荷下的最大主应力、等效应力大小以及分布情况。

## 2 结果

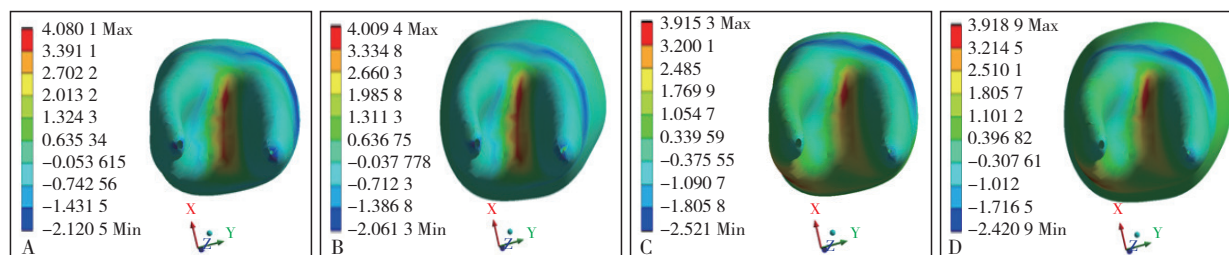
### 2.1 两种载荷下牙体组织最大主应力大小及分布情况

A组和B组剩余牙体组织最大主应力见图2。垂直载荷下,最大主应力均位于近中根与远中根的根分叉处;斜向载荷下,最大主应力均分布于根分叉和牙颈部(图2)。各组模型在两种载荷下的最大应力值见表2。垂直载荷下,A组与B组在轴壁厚度 $t$ 一定时,最大主应力均随着轴壁高度 $h$ 的增加略有增大;在 $h$ 一定时,最大主应力随 $t$ 的增加而减小;A组

与B组在 $t$ 和 $h$ 相同时,B组最大主应力值多数大于A组。斜向载荷下,A组剩余牙体组织最大主应力随 $h$ 增加而增加,随 $t$ 增加而降低;B组最大主应力值随 $t$ 增加而降低,随 $h$ 增加也略有降低;A组与B组在 $h$ 为3、4 mm时,B组最大主应力值小于A组。

### 2.2 两种载荷下牙体组织等效应力的大小及分布情况

垂直载荷下,A组和B组剩余牙体组织的等效应力均主要分布于根分叉区和近中牙颈部;斜向载荷下,均位于近中牙颈部和远中根根分叉处的根面上(图3)。各组模型牙体组织在两种载荷下的等效应力值见表2。垂直载荷下,A组和B组剩余牙体组织等效应力值随 $h$ 的增加均逐渐降低,随 $t$ 的增加也均呈降低趋势;在 $t$ 和 $h$ 相同时,A组等效应力值低于B组。斜向载荷下,A组剩余牙体组织等效应力值随 $t$ 增大而降低;当 $t$ 一定时, $h$ 为4 mm的等效应力值显著高于 $h$ 为2、3 mm时;B组等效应力值随 $t$ 和 $h$ 变化趋势不太明显。斜向载荷下A组与B组比较,当 $t$ 相同, $h$ 为2、3 mm时,A组等效应力值低于B组;当 $h$ 为4 mm时,相同 $t$ 的A组等效应力值明显高于B组。



A: 垂直载荷下A1a组; B: 垂直载荷下B1a组; C: 斜向载荷下A1a组; D: 斜向载荷下B1a组。

图2 两种载荷下A、B组剩余牙体组织最大主应力的分布情况

Fig 2 The maximum principal stress distribution diagram of residual tooth tissue of group A and B under two kinds of loads

表2 两种载荷下各组模型牙体组织最大主应力值和等效应力值

Tab 2 The maximum principal stress and equivalent stress value of residual tooth of each group model under two kinds of loads MPa

缺损形式	最大主应力				等效应力			
	垂直载荷		斜向载荷		垂直载荷		斜向载荷	
	A组	B组	A组	B组	A组	B组	A组	B组
1a	4.08	4.26	3.92	3.92	7.87	8.85	7.26	8.57
1b	4.09	4.28	4.12	3.90	7.43	8.26	7.47	7.83
1c	4.19	5.56	4.16	3.87	7.34	8.09	18.80	7.66
2a	3.76	4.00	3.68	3.84	7.05	7.32	6.26	7.87
2b	3.88	4.01	3.84	3.73	7.04	7.31	5.87	8.11
2c	3.89	4.02	4.03	3.60	6.99	7.17	16.76	7.32
3a	3.72	3.72	3.57	3.75	6.98	7.32	5.14	7.86
3b	3.76	3.78	3.67	3.60	6.89	7.13	5.52	8.43
3c	3.77	3.81	3.94	3.53	6.05	7.11	16.49	7.22

### 2.3 两种载荷下修复体等效应力的大小及分布情况

两种载荷下各组模型修复体等效应力值见表3。垂直载荷下,A组修复体等效应力位于髓腔内近中轴壁处,B组修复体等效应力位于近中修复体边缘处(图4);A组修复体等效应力值随 $t$ 的增加而降低,随 $h$ 的增加而增大,B组修复体应力值变化与A组相反;在 $t$ 和 $h$ 相同时,A组等效应力值低于B组。斜向载荷下,A组修复体等效应力位于近中髓腔上缘修复体处,B组则位于修复体近中轴壁上缘(图4)。A组及B组修复体等效应力随 $h$ 的增加而增大; $h$ 为3 mm时,随 $t$ 的增大而降低, $h$ 为2、4 mm时呈相反趋势;当 $t$ 和 $h$ 一定,A组修复体等效应力值高于B组,尤其在 $h$ 为4 mm时差异明显。

## 3 讨论

下颌第一磨牙对于行使咀嚼功能及殆稳定具有

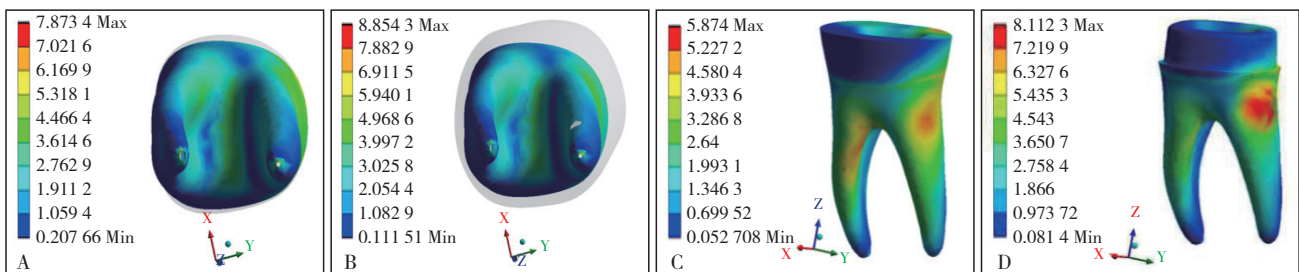


重要意义,因此对牙体缺损患牙应及时保护剩余牙体组织。随着粘接、材料及数字化技术的发展,相比传统的全冠或桩核冠修复,髓腔固位冠以微创、美观、便捷等优点在临床应用越来越多,此类修复体以髓室壁提供宏观的机械固位,粘接剂提供微观的机械嵌合固位,由计算机辅设计与制作而成<sup>[7]</sup>。对于髓腔固位冠的边缘设计,多数学者<sup>[4,8]</sup>采用平面对接型边缘设计,相对于包绕型而言,可以减少牙体预备量,尽可能多地保存牙体组织,技术敏感度相对低;理论上讲,包绕型修复体<sup>[9]</sup>的箍效应能更好地保护剩余牙体组织,降低边缘微渗漏,且能增加部分卡抱固位力。临床上边缘设计的选择多凭个人经验,因此本研究针对两种边缘设计进行力学加载分析,以期临床选择提供理论指导。

表 3 两种载荷下各组模型修复体等效应力值

Tab 3 The equivalent stress value of endocrown restoration of each group model under two kinds of loads MPa

缺损形式	垂直载荷		斜向载荷	
	A组	B组	A组	B组
1a	6.67	9.21	9.03	8.86
1b	7.34	9.20	14.54	12.70
1c	9.32	8.88	36.39	27.96
2a	5.53	10.28	9.42	9.20
2b	6.90	10.23	13.71	11.79
2c	8.05	9.85	37.20	17.75
3a	4.49	10.87	10.02	9.83
3b	5.44	10.35	11.38	10.91
3c	7.26	10.21	40.12	18.22



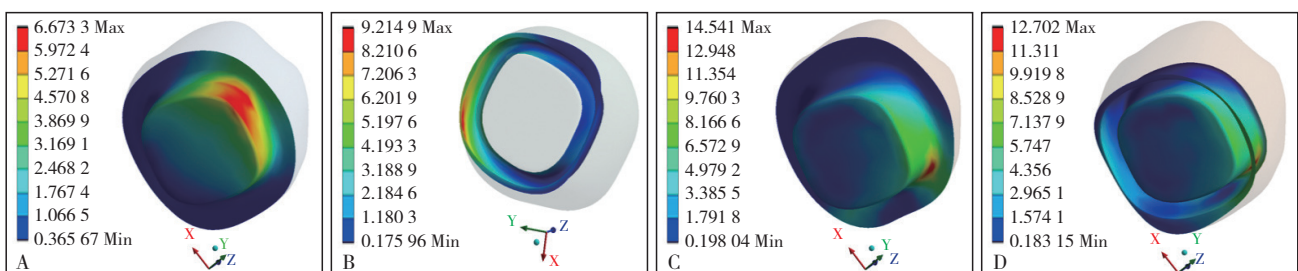
A: 垂直载荷下A1a组; B: 垂直载荷下B1a组; C: 斜向载荷下A2b组; D: 斜向载荷下B2b组。

图 3 两种载荷下A、B组剩余牙体组织等效应力分布图

Fig 3 The equivalent stress distribution diagram of residual tooth tissue of group A and B under two kinds of loads

本研究通过三维有限元方法建立的最终模型具有良好的几何相似性及力学相似性,相对能模拟口腔咀嚼情况。本研究的主要观察指标是最大主应力和等效应力。最大主应力是反映物体内部某点最大拉应力的指标。牙体组织具有明显的抗压不耐拉的特性,受拉应力影响较大<sup>[10]</sup>。本研究结果表明,平面对接型与包绕型的髓腔固位冠牙体组织的最大主

应力在垂直载荷下,均分布在磨牙根分叉区;斜向载荷下,均分布于根分叉区和牙颈部。垂直载荷下,两组牙体组织的最大应力值随着余留牙体组织轴壁厚度的增加而降低,提示随着轴壁厚度的增大,余留牙体的抗拉性增大;所以牙体预备时保留一定的轴壁厚度,可降低根分叉区及牙颈部的应力,减少折裂的可能,这与白保晶等<sup>[11]</sup>的研究结论一致。



A: 垂直载荷下A1a组; B: 垂直载荷下B1a组; C: 斜向载荷下A1b组; D: 斜向载荷下B1b组。

图 4 两种载荷下A、B组修复体等效应力分布图

Fig 4 The equivalent stress distribution diagram of endocrown restoration of group A and B under two kinds of loads

随着轴壁高度的增加,牙体最大主应力略有增大,可能是因为随着轴壁高度的增加,髓腔内外接触面积增大,侧壁受到的拉应力相应略有增加。垂直载荷下两组髓腔固位冠牙体组织最大应力值比较,包绕型最大应力值高于平面对接型,理论上包绕型

修复体能够降低牙齿轴壁受到的拉应力,但因牙体预备磨除大量牙体组织,从而降低了牙体硬组织的抗拉能力。斜向载荷下,两组牙体组织最大主应力值比较,当轴壁高度为4 mm时,平面对接型的牙根最大主应力比包绕型的高10%左右,说明在承受咀

嚼运动中的侧向力时,轴壁高度较高时平面对接型更易发生牙颈部的应力集中,而包绕型的髓腔固位冠则能更好分散应力,保护剩余牙体组织。

等效应力即von-Mises应力,是物体在外力加载情况下,材料内部某点在各个方向上的综合应力,反映了物体抵抗外力形变的影响<sup>[12]</sup>。本研究采用剩余牙体组织的等效应力值反映了力学加载时的折裂能力。结果显示:垂直载荷下,两组模型剩余牙体组织的等效应力均分布于近中牙颈部,故近中牙颈部为受力的薄弱环节;等效应力值均随着轴壁高度和厚度的增加而降低,提示随着余留牙体组织轴壁的高度与厚度的增加,髓腔固位冠能有效降低牙体组织应力,从而降低颈部折裂的风险,因此在临床牙体预备时要尽可能多地保留健康的牙体组织以提高其抗力。对于髓腔固位冠而言,应力集中易发生在髓腔内外界面交界处,牙体预备时应注意倒角圆钝,减少应力集中;两组髓腔固位冠的牙体组织的等效应力值比较,垂直载荷下,相同轴壁厚度和高度的平面对接型修复体牙体组织等效应力值均略小于包绕型;斜向载荷下,当轴壁高度为4 mm时,平面对接型牙体组织的应力值明显高于包绕型,可能是此轴壁高度下,对接型髓腔固位冠的约束力达到某种临界状态,使其牙体组织等效应力急剧增加;同时发现平面对接型的剩余牙体组织及修复体等效应力值均高于垂直载荷时的应力值,这表明在咀嚼运动中产生的侧向力明显增加了平面对接型剩余牙体组织及修复体的应力,并增大了被破坏的可能,与吴帆等<sup>[5]</sup>的研究结果一致;所以临床选择平面对接型髓腔固位冠修复时,要尽可能保证足够的牙体厚度;而包绕型则需保证足够的轴壁高度。

综上所述,无论从应力分布还是应力值比较,在承受垂直轴向力时,平面对接型髓腔固位冠优于包绕型;当余留轴壁高度较高时,包绕型髓腔固位冠比平面对接型能更好地承受侧向力。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

### [参考文献]

- [1] Sarkis-Onofre R, Jacinto RDC, Boscatto N, et al. Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up[J]. J Dent, 2014, 42(5): 582-587.
- [2] Lazari PC, Oliveira RC, Anchieta RB, et al. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite

- element analysis based on micro-CT data[J]. J Appl Oral Sci, 2013, 21(6): 511-517.
- [3] Guo J, Wang Z, Li X, et al. A comparison of the fracture resistances of endodontically treated mandibular premolars restored with endocrowns and glass fiber post-core retained conventional crowns[J]. J Adv Prosthodont, 2016, 8(6): 489-493.
- [4] Biacchi GR, Mello B, Basting RT. The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars [J]. J Esthet Restor Dent, 2013, 25(6): 383-390.
- [5] 吴帆, 曹谅, 姜晓南, 等. 下颌第一磨牙邻面不同高度缺损髓腔固位冠的生物力学分析[J]. 口腔医学研究, 2018, 34(1): 65-68.
- Wu F, Cao L, Jiang XN, et al. Biomechanical analysis of endocrown of mandibular first molar with different proximal heights[J]. J Oral Sci Res, 2018, 34(1): 65-68.
- [6] Helal MA, Wang ZG. Biomechanical assessment of restored mandibular molar by endocrown in comparison to a glass fiber post-retained conventional crown: 3D finite element analysis[J]. J Prosthodont, 2017. doi: 10.1111/jopr.12690.
- [7] Dejak B, Młotkowski A. 3D-Finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation[J]. Dent Mater, 2013, 29(12): e309-e317.
- [8] El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks[J]. Oper Dent, 2015, 40(2): 201-210.
- [9] Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion[J]. J Prosthet Dent, 2007, 98(2): 89-100.
- [10] Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post [J]. Biomaterials, 2002, 23(13): 2667-2682.
- [11] 白保晶, 曹文, 张振庭. 存留壁和髓室底厚度对磨牙桩冠修复的应力分析[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2010, 11(2): 81-83.
- Bai BJ, Cao W, Zhang ZT. Stress analysis on the impact that the thickness of remaining walls and floor of pulp chamber has on molar post-core crown[J]. Chin J Prosthodont, 2010, 11(2): 81-83.
- [12] Yaman SD, Alacam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications[J]. J Endod, 1998, 24(2): 107-111.

(本文编辑 吴爱华)