

机制研究

DOI: 10.13406/j.cnki.cyx.001820

剩余牙本质肩领位置对上颌前磨牙桩核冠受力的三维有限元分析

张珠玛¹, 彭涛², 李广悦¹, 尹东青¹, 崔丽¹

(1. 重庆医科大学附属口腔医院修复科、口腔疾病与生物医学重庆市重点实验室、重庆市高校市级口腔生物医学工程重点实验室, 重庆 401147; 2. 重庆市黔江中心医院口腔科, 重庆 409099)

【摘要】目的:运用有限元法分析研究不同位置牙本质肩领的上颌前磨牙桩核冠修复后的各项应力分布情况。**方法:**将拔除的上颌前磨牙包埋于甲基丙烯酸树脂块中, 结合 CBCT 扫描技术和有限元分析软件, 建立 5 组不同位置的牙本质肩领桩核冠修复模型(A 组: 环形牙本质肩领; B 组: 腭侧完整牙本质肩领; C 组: 颊侧完整牙本质肩领; D 组: 近中侧完整牙本质肩领; E 组: 远中侧完整牙本质肩领, 所有牙本质肩领高度均为 2.0 mm), 于颊尖舌斜面顶 1/3 处施加载荷为 200 N, 与牙体长轴呈 45° 的静态侧向力, 分析各小组牙体硬组织应力分布情况。**结果:**C 组最大等效应力值最大, 为 64.53 MPa, A 组等效应力峰值最小, 为 50.87 MPa。B、D、E 组等效应力峰值分别为 55.31、60.61 和 59.73 MPa; 最大主应力分别为 43.04、43.60、47.34、45.39 和 46.91 MPa。**结论:**保留完整的牙本质肩领可有效减少牙体组织应力集中, 增强患牙抗折性; 当剩余牙体组织不足时, 保留腭侧的牙本质肩领可保护粘结层的完整性并提高牙本质与树脂之间粘结层的抗折能力, 从而增加患牙的抗折能力。

【关键词】牙本质肩领位置; 上颌前磨牙; 桩核冠; 有限元分析

【中图分类号】R318.01; R783.3; R783.6

【文献标志码】A

【收稿日期】2018-04-20

Influence of residual ferrule location on stress distribution of maxillary premolar restored with post-and-core crown: a three-dimensional finite element analysis

Zhang Zhuyi¹, Peng Tao², Li Guangyue¹, Yin Dongqin¹, Cui Li¹

(1. Department of Prosthodontics, Stomatological Hospital of Chongqing Medical University; Chongqing Key Laboratory of Oral Diseases and Biomedical Sciences; Chongqing Municipal Key Laboratory of Oral Biomedical Engineering of Higher Education; 2. Department of Stomatology, Qianjiang Central Hospital)

【Abstract】Objective: To investigate the stress distribution of maxillary premolar with different residual ferrule locations after post-core crown restoration using the finite element analysis. **Methods:** An extracted maxillary premolar was embedded in acrylic resin block. Cone-beam CT scan and a finite element analysis software were used to establish five models of post-core crown restoration with different residual ferrule locations (group A: teeth with a circular ferrule; group B: teeth with a complete palatal ferrule; group C: teeth with a complete buccal ferrule; group D: teeth with a complete mesial ferrule; group E: teeth with a complete distal ferrule; the height of the ferrule was 2 mm in all groups). A load of 200 N at a 45° angle to the long axis of the tooth was applied at the top 1/3 of the lingual surface of the buccal cusp. The maximum von Mises stress and the maximum principal stress were analyzed. **Results:** Group C had the highest maximum von Mises stress of 64.53 MPa, while group A had the lowest maximum von Mises stress of 50.87 MPa. The maximum von Mises stresses in group B, group D, and group E were 55.31, 60.61 and 59.73 MPa, respectively. The maximum principal stresses in groups A to E were 43.04, 43.60, 47.34, 45.39 and 46.91 MPa, respectively. **Conclusion:** A complete ferrule can effectively prevent stress concentration at the dentinal tissue of the tooth and enhance fracture resistance of the diseased tooth. When the remaining dentinal tissue is not sufficient, preservation of the palatal ferrule can protect the integrity of the adhesive layer, increase the

fracture resistance of the adhesive layer between the dentin and resin, and thus enhance the anti-fracture ability of the diseased tooth.

【Key words】ferrule location; maxillary premolar; post-core crown; finite element analysis

作者介绍: 张珠玛, Email: 815902591@qq.com,

研究方向: 口腔修复学及口腔种植修复学。

通信作者: 彭涛, Email: 328532941@qq.com。

基金项目: 重庆市渝北区科技计划资助项目 (编号: 2016[社]08)。

优先出版: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20180711.1625.004.html>

(2018-07-11)

根管治疗后的患牙依据患牙剩余牙体组织量以及其后期功能行使而决定是否需要建立桩核,对于需行冠修复且剩余牙体组织不足时,常需要植入桩核以保证冠修复的固位效果^[1-3]。对于桩核冠来说,除了保留完整的冠方和根方的封闭外,在牙颈部至少保留 1.5~2.0 mm 的 360° 环形牙本质肩领所产生‘箍效应’被认为是优化修复牙齿的生物力学行为,提升远期修复效果的关键^[4-6]。而临床操作过程中,由于龋病、楔状缺损、酸蚀症、磨损等病因,在行去龋及牙体预备等操作后,只能保留部分牙本质肩领轴壁^[7]。由于上颌前磨牙牙尖较高,反复暴露于非轴向的咬合力下,该力可被转化为较高的侧向力^[8],而相对于颌龈向的咬合力,非轴向的侧向咬合力对冠修复后的牙体组织破坏能力更大,更容易造成牙折^[9]。是否会因为牙本质肩领轴壁所处位置不同而影响上颌前磨牙桩核冠修复后抗折强度,目前尚未见明确的定论。本研究拟运用有限元法,通过建模以探讨不同位置的剩余牙本质对上颌前磨牙桩核冠的应力分布情况,分析其对远期效果的影响,为临床操作提供理论依据。

1 材料与方法

1.1 样本选择和原始数据获取

参照《口腔解剖生理学》第 7 版^[10],选择 1 颗接近标准的离体上颌第二前磨牙,冠长 8.0 mm,根长 13.0 mm,离体牙于牙科显微镜(Zeiss,德国)下检查,要求无龋坏、隐裂,形态完好无缺损。采用用手牙周刮治器(Hu-Friedy,美国)去除残留的牙周膜后,将离体牙包埋于甲基丙烯酸树脂块中,用锥形束 CT(KAVO,美国)进行断层扫描,扫描参数:球管电压 120 kV,管电流 5 mA,层厚 0.25 mm,扫描时间 8 s,共获取 448 张图像。CBCT 数据以 DICOM 格式导入 Mimics10.0 (Materialise,比利时)对扫描结果进行三维重建,设置灰度范围获取牙体原始模型,将所得数据导入 Geomagic studio10.0 (Geomagic,美国)逆向工程软件,对原始模型进行降噪、光滑、封洞、特征去除等操作后,将所得数据进行曲面实体化,建立上颌第二前磨牙的三维实体模型,并以 igs 格式保存并导入 Solid work13.0(Dassault Systemes S.A,美国)建模软件进行有限元模型建立。

1.2 桩核冠有限元模型建立和分组

建立牙冠高度为 8.0 cm,颊尖舌斜面与牙长轴成 45°,根长 13.0 cm 的上颌前磨牙模型,颈部为聚合度为 6°的 1.0 mm 宽直角肩台,髓腔直径介于牙根直径的 1/4~1/3,髓腔止点位于根尖上 1.0 mm 处,保留根尖封闭区 5.0 mm,髓腔内植入玻璃纤维桩 1 根,根方直径 0.8 mm,冠方直径 1.6 mm,锥度

为 8°,牙根内桩长为 8.0 mm,牙周膜厚度为 0.2 mm,牙槽骨(松质骨,密质骨)位于牙冠下方 2.0 mm。根据剩余牙本质肩领位置分为 5 组,依次为:A 组:环形牙本质肩领;B 组:颊侧完整牙本质肩领;C 组:颊侧完整牙本质肩领;D 组:近中侧完整牙本质肩领;E 组:远中侧完整牙本质肩领,所有小组牙本质肩领高度均为 2.0 mm(图 1),并根据各组剩余牙本质建立所对应的纤维桩树脂核(树脂核高度 2.0 mm)。将以上所建立模型导入 Ansys12.0(Ansys,美国),模型各部分接触面之间均设置为连接,采用自动划分网格,共得到 80 964 节点,90 866 单元。除玻璃纤维桩外,所有材料被视为是连续、各向同性、均匀的线性材料,各项材料^[11]的弹性模量(MPa)及泊松比为:牙本质:18.6×10³/0.31;全瓷冠:62.0×10³/0.30;骨皮质:13.7×10³/0.30;骨松质:1.37×10³/0.30;牙周膜:69/0.45;树脂核:20.0×10³/0.30;牙胶尖:690/0.45;粘结剂:5.0×10³/0.30;玻璃纤维桩^[12]视为正交各向异性的材料,弹性模量(MPa)EX:37 000,EY:9 500,EZ:9 500;泊松比 NUXY:0.34,NUYZ:0.27,NUXZ:0.34;剪力模数 GXY:3 544.8,GYZ:1 456.7,GXZ:3 544.8。

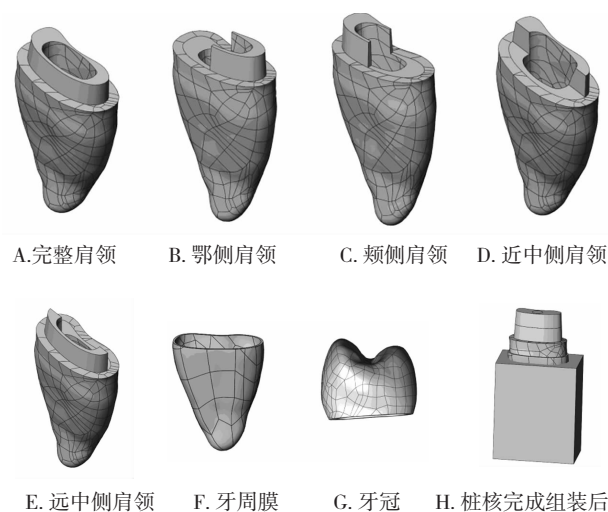


图 1 有限元建模模型

1.3 加载方式及边界条件设置

各模型加载点均位于颊尖舌斜面顶 1/3 处,载荷大小为 200 N,方向与牙长轴呈 45°,加载方式为静态加载。边界条件设置为牙槽骨底部完全约束。观察等效应力(Von Mises 应力)和最大主应力的分布情况。

2 结果

上颌前磨牙不同程度缺损下行纤维桩树脂核冠修复后的 Von Mises 应力和最大主应力分布情况分别如图 2、图 3 所示,Von Mises 应力和最大主应力峰值分别如图 4、图 5 所示。对于不同位置剩余牙本质的上颌前磨牙肩领完成纤维桩树脂核修复后,在与牙体长轴呈 45°的静态侧向力载荷下,

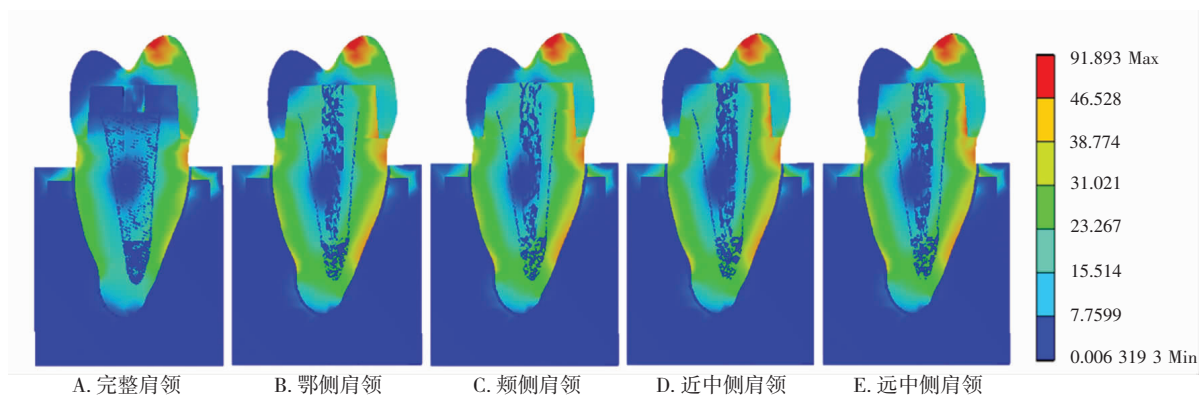


图2 有限元模型 Von Mises 应力分布

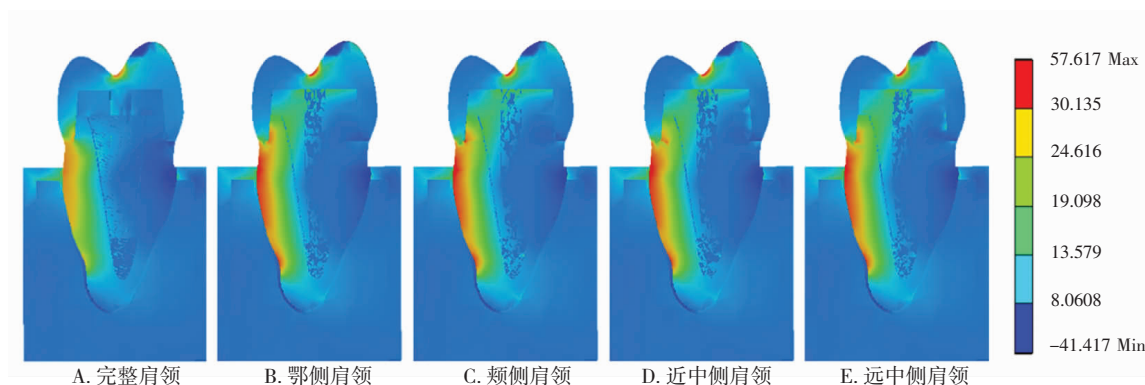


图3 有限元模型最大主应力分布

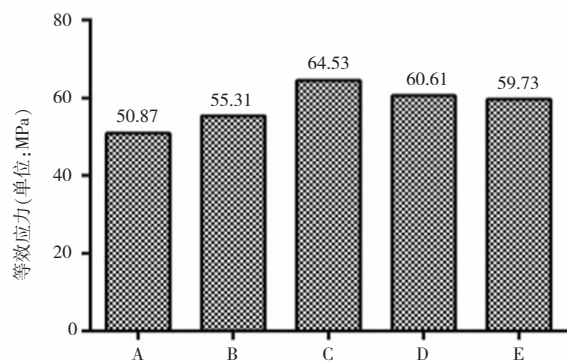


图4 等效应力峰值比较

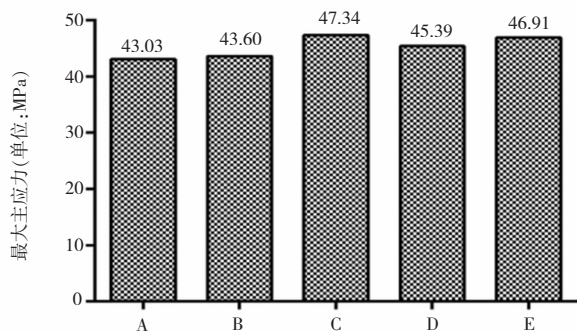


图5 最大主应力峰值比较

Von Mises 应力集中于颊侧牙颈部处,最大主应力则集中于鄂侧牙颈部牙本质内,Von Mises 应力和最大主应力主要集中于牙颈部和根中 1/3 处,从牙颈部到根尖区、牙根表面向牙髓腔方向均呈逐渐降低趋势,纤维桩与树脂核粘接界面未见应力集中区。本研究结果显示,保存完整牙本质肩领时,牙颈部 Von Mises 应力(50.87 MPa)、最大主应力(43.04 MPa)峰值均最小,保留鄂侧牙本质肩领时次之,而保留颊侧牙本质肩领时牙颈部牙本质内 Von Mises 应力(64.53 MPa)和最大主应力(47.34 MPa)峰值最大。保留近中侧或远中侧牙本质肩领时 Von Mises 应力和最大主应力峰值接近,大于完整肩领和仅保留鄂侧肩领时的应力分布,均小于仅保留鄂侧肩领时的应力峰值。

3 讨论

有限元分析是预测和分析材料的应力和应变行为的重要工程工具^[13],1973 年 Thresher 和 Saito^[14]首次将有限元法应用于口腔医学领域,因其可以将实际问题转化为虚拟模型,将实体数据与计算机建模相结合,并进行数值分析等优势而被广泛地应用于口腔生物力学研究。Von Mises 应力可以直观地

显示在咬合力作用下,力量在牙体组织上传递的情况^[15](即某处力量集中的更多,发生更大的形变,则该处出现折断的可能就越大),最大主应力则反映了拉应力和压应力的分布,由于牙体组织和牙科材料结构特性,决定了其具有较高的抗压强度,但在受到拉应力时易碎,最大主应力是显示牙体结构上因拉应力集中而发生失败可能的有力标准^[16],因此本实验着重探究 Von Mises 应力和最大主应力在牙体组织内的分布情况。

以往离体牙力学研究表明,纤维桩树脂核修复后的牙齿,应力主要集中于牙体颈部,且由颈部向根方延伸,应力分布逐渐减小^[17],本实验与以往研究结果一致。对于上颌前磨牙来说,当牙体受到来自鄂侧方的咬合力时,可使整个牙体产生一个由鄂侧向颊侧倾斜形变的趋势,由于有牙周膜缓冲吸收应力,以及颊侧牙槽骨的约束,可于骨平面形成一个支点,使得牙体发生形变,造成应力集中,且应力主要集中于牙槽骨平面以上。实验研究结果显示, Von Mises 应力集中于颊侧颈部以上,当保留完整牙本质肩领时, Von Mises 应力较非完整牙本质肩领组小,与以往研究一致^[18-19],说明对于桩核冠,在牙颈部保留足够且完整的牙本质所形成的“箍效应”有利于咬合作用力的分散,降低牙折断的风险。上颌前磨牙在侧向载荷下,拉应力主要集中于鄂侧牙体颈部,实验结果表明,保留鄂侧肩领时最大主应力峰值(43.60 MPa)与完整肩领组(43.04 MPa)接近,而仅保留唇侧肩领组峰值最大(47.34 MPa),且均高于近中肩领和远中肩领组,本研究认为可能是因为近中肩领和远中肩领组 2 种工况下,鄂侧轴壁屏障作用尚未完全丧失,而剩余的部分牙本质,依然可在抵抗侧向力时发挥重要作用。Naumann^[20]、Ng^[21]等对上颌中切牙进行了不同剩余牙本质肩领轴壁位置的离体牙力学实验,结果显示保留鄂侧部分牙本质肩领与完整牙本质肩领时,牙体抗折性能未明显降低,并认为鄂侧牙本质肩领轴壁在抵抗侧向力时起主要作用。而 Dikbas^[22]、Samran^[23]等对离体牙进行类似力学实验,结果显示牙本质肩领轴壁位置对于牙体抗折强度无统计学差异,其原因可能是由于纤维状的弹性模量较低接近天然牙本质的弹性模量,且表现出良好的抗弯曲强度,以上特点都有助于将合力分散到整个根部到牙本质中。此外,纤维状通常与树脂粘结剂结合使用,两者可结合成一个整体,从而可以将咀嚼力更好地分散到根部的牙本质中。Zhang 等^[24]通过扩展有限元法研究上颌前

磨牙桩核冠抗折性,结果显示初始化的折裂发生在腭侧牙颈部附近。究其原因,可能是因为在侧方的咬合力下,拉应力主要集中于牙体的鄂侧颈部,当该区域无足够的牙本质时,拉应力直接作用于牙本质与树脂核界面之间,且可在水平方向上可形成剪切力,而剪切力主要通过牙本质与树脂核界面之间粘结力来抵抗^[25],如咬合力超过粘结剂的承力范围或因反复咀嚼引起的疲劳,可造成该处各界面之间粘结剂的崩解,进而可导致修复失败。因此,Zhang 等^[24]建议增加腭侧轴壁的高度将粘结树脂粘固剂层的界面远离腭侧颈部区域,可能会有助于增强修复后牙齿的抗折性能。

对于冠方剩余牙体组织较少,不能满足其固位和抗力的患牙,其远期临床效果往往不佳,医师需要结合患者口内的实际情况,从而决定是否需要采取额外的治疗,如冠延长术或正畸牵引等方式来相对延长冠方组织^[26]。此外,随着对牙合学研究的日渐深入,修复体的咬合接触对其远期效果也有显著影响,Torbjörner 和 Fransson^[27-28]认为,合理的修复体咬合设计对于结构受损的根管治疗后牙齿远期存活可能更重要,通过对修复咬合的人为调整而减少非理想的咬合分布,可降低因咬合疲劳而增加牙体断裂的风险。由于上颌前磨牙牙尖高耸,咬合状态下可产生较高的侧向力,相对于垂直于牙根的轴向力,非轴向的侧向力潜在风险更高^[9]。体内研究表明,经牙髓治疗后的牙齿感知压迫的能力降低^[29],这种对压力感知的改变可影响患者对功能性超负荷的检测能力,且可能是导致无髓患牙折断率较高的重要因素^[30]。由此可见,对于缺损较多的患牙,行桩核冠治疗时应考虑降低牙尖斜度或减轻咬合接触,以减少侧向力的干扰。

综上所述,完整的牙本质肩领有利于桩冠修复后的应力分布,而当牙体缺损较多时,应尽量保存鄂侧牙本质,避免颌力直接作用于牙本质与树脂之间的粘结界面,进而影响其远期效果。此外,由于桩核冠预后还受到诸多因素影响,如不同的桩核、粘结系统、冠修复材料等^[31-33],均可以影响牙体的受力分布。对于上述多种因素,现阶段的研究多集中于体外力学实验和三维有限元分析,缺乏长期性的随机对照临床研究。为了提供更可靠的结论,不同因素对于桩核冠修复后的效果影响,需要更多的前瞻性临床实验研究对其进行观察。而随着有限元法在口腔领域的发展,非线性动态有限元分析在牙科学领域也日益受到重视,但其可行性和可靠性还有待证

明。对该领域的不断探索深入,势必会为口腔医学研究带来更长远的发展。

参 考 文 献

- [1] Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth; a literature review[J]. J Endod, 2004, 30(5): 289–301.
- [2] Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth [J]. J Am Dent Assoc, 1990, 120(5): 558, 560, 562.
- [3] Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, et al. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores—a review[J]. Quintessence Int, 2005, 36(9): 737–746.
- [4] Samran A, El Bahra S, Kern M. The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study[J]. Dent Mater, 2013, 29(12): 1280–1286.
- [5] Libman WJ, Nicholls JL. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns[J]. Int J Prosthodont, 1995, 8(2): 155–161.
- [6] Dietschi D, Duc O, Krejci I, et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth; a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and *in vivo* studies)[J]. Quintessence Int, 2008, 39(2): 117–129.
- [7] Juloski J, Radovic I, Goracci C, et al. Ferrule effect; a literature review[J]. J Endod, 2012, 38(1): 11–19.
- [8] Morris JB. Functional occlusion; from TMJ to smile design[J]. J Prosthodont, 2010, 17(3): 251.
- [9] Arunpraditkul S, Saengsanon S, Pakviwat W. Fracture resistance of endodontically treated teeth; three walls versus four walls of remaining coronal tooth structure[J]. J Prosthodont, 2009, 18(1): 49–53.
- [10] 王美青. 口腔解剖生理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2012.
- [11] Krejci I, Mueller E, Lutz F. Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns[J]. J Dent Res, 1994, 73(6): 1228–1232.
- [12] de Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, et al. Fiber post etching with hydrogen peroxide; effect of concentration and application time[J]. J Endodont, 2011, 37(3): 398–402.
- [13] Hughes TJR, Cottrell JA, Bazilevs Y. Isogeometric analysis: CAD, finite elements, NURBS, exact geometry and mesh refinement[J]. Computer Methods in Applied Mechanics & Engineering, 2005, 194(39–41): 4135–4195.
- [14] Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth[J]. J Biomech, 1973, 6(5): 443–449.
- [15] Chai H, Lee JJ, Kwon JY, et al. A simple model for enamel fracture from margin cracks[J]. Acta Biomater, 2009, 5(5): 1663–1667.
- [16] Veríssimo C, Júnior PCS, Soares CJ, et al. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors[J]. J Prosthet Dent, 2014, 111(3): 234–246.
- [17] Nie EM, Chen XY, Zhang CY, et al. Influence of masticatory fatigue on the fracture resistance of the pulpless teeth restored with quartz–fiber post–core and crown[J]. Int J Oral Sci, 2012, 4(4): 218–220.
- [18] Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, et al. Teeth restored using fiber–reinforced posts; in vitro fracture tests and finite element analysis [J]. Acta biomater, 2010, 6(9): 3747–3754.
- [19] Liu S, Liu Y, Xu J, et al. Influence of occlusal contact and cusp inclination on the biomechanical character of a maxillary premolar; a finite element analysis[J]. J Prosthet Dent, 2014, 112(5): 1238–1245.
- [20] Naumann M, Preuss A, Rosentritt M. Effect of incomplete crown ferrules on load capacity of endodontically treated maxillary incisors restored with fiber posts, composite build–ups, and all–ceramic crowns; an in vitro evaluation after chewing simulation[J]. Acta Odont Scand, 2006, 64(1): 31–36.
- [21] Ng CC, Dumbriue HB, Al–Bayat MI, et al. Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth[J]. J Prosthet Dent, 2006, 95(4): 290–296.
- [22] Dikbas I, Tanalp J, Ozel E, et al. Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations[J]. J Contemp Dent Pract, 2007, 8(7): 62–69.
- [23] Samran A, Al–Afandi M, Kadour JA, et al. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars; an in vitro study[J]. J Prosthet Dent, 2015, 114(1): 86–91.
- [24] Zhang YY, Peng MD, Wang YN, et al. The effects of ferrule configuration on the anti–fracture ability of fiber post–restored teeth[J]. J Dent, 2015, 43(1): 117–125.
- [25] Ona M, Wakabayashi N, Yamazaki T, et al. The influence of elastic modulus mismatch between tooth and post and core restorations on root fracture[J]. Int Endod J, 2013, 46(1): 47–52.
- [26] Juloski J, Radovic I, Goracci C, et al. Ferrule effect; a literature review[J]. J Endod, 2012, 38(1): 11–19.
- [27] Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth[J]. Int J Prosthodont, 2004, 17(3): 369–376.
- [28] Torbjörner A, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth[J]. Int J Prosthodont, 2004, 17(2): 135–141.
- [29] Randow K, Glantz PO. On cantilever loading of vital and non–vital teeth. An experimental clinical study[J]. Acta Odontol Scand, 1986, 44(5): 271–277.
- [30] Morgano SM. Restoration of pulpless teeth; application of traditional principles in present and future contexts[J]. J Prosthet Dent, 1996, 75(4): 375–380.
- [31] Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, et al. The effect of different full–coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts[J]. J Endod, 2008, 34(7): 842–846.
- [32] Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, et al. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin [J]. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2006, 77(1): 195–200.
- [33] Grandini S, Chieffi N, Cagidiaco MC, et al. Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts[J]. Dent Mater J, 2008, 27(5): 687–694.

(责任编辑:唐秋姗)