

# 开髓方式与全冠修复对上颌中切牙应力分布影响的三维有限元分析

刘子嫣<sup>1,2</sup> 赵凌<sup>1,2</sup> 杨丽媛<sup>1,2</sup> 高旭<sup>1,2</sup>

1.山东省口腔组织再生重点实验室; 2.山东大学口腔医学院·口腔医院修复科, 济南 250012

**[摘要]** **目的** 采用三维有限元分析法分析不同开髓方式及全冠修复对上颌中切牙牙体组织应力分布的影响。**方法** 采用锥形束CT扫描上颌中切牙构建上颌中切牙三维实体模型, 根据开髓方式的不同及是否行全瓷冠修复建立4组实验模型: 传统开髓树脂充填(A)组、传统开髓后全瓷冠修复(B)组、微创开髓树脂充填(C)组和微创开髓后全瓷冠修复(D)组。于舌侧切1/3与中1/3交界处施加大小为100 N、与牙体长轴呈45°方向的力, 对所建立的牙体组织有限元模型中最大主应力、von Mises应力和改良von Mises应力进行分析。**结果** 1) 应力峰值: A组的最大主应力、von Mises应力和改良von Mises应力的应力峰值均表现为最大, 除了D组的von Mises应力峰值略低于C组外, C组的最大主应力及改良von Mises应力的应力峰值均表现为最低, D组的最大主应力及改良von Mises应力的应力峰值均低于A组和B组。2) 应力分布: 相比于A组, C组牙颈部区域的应力集中程度较低, 且应力集中的区域较小; 在牙根牙本质处, C组的应力分布与A组相比更为均匀, 应力分散至根尖更多区域; 冠修复后, B组和D组在牙根区域的应力分布未见明显差异; B组应力分布状态与A组相比未见明显改变; D组相比于C组应力分布状态未见明显改变。**结论** 从生物力学角度考虑, 上颌中切牙开髓尽量采取微创开髓方式; 传统开髓后建议行冠修复, 微创开髓后冠修复未见明显优势。

**[关键词]** 开髓方式; 微创开髓; 三维有限元; 全冠

**[中图分类号]** R 783 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2019.06.013



开放科学(资源服务)  
标识码(OSID)

**Three-dimensional finite element analysis of different endodontic access methods and full crown restoration in the maxillary central incisor** Liu Ziyang<sup>1,2</sup>, Zhao Ling<sup>1,2</sup>, Yang Liyuan<sup>1,2</sup>, Gao Xu<sup>1,2</sup>. (1. Shandong Provincial Key Laboratory of Oral Tissue Regeneration, Jinan 250012, China; 2. Dept. of Prosthodontics, School & Hospital of Stomatology, Shandong University, Jinan 250012, China)

Correspondence: Gao Xu, E-mail: gaouxu@sdu.edu.cn.

**[Abstract]** **Objective** This study evaluates the effects of different endodontic access methods and full-ceramic crown on the stress distribution in the maxillary central incisor by using three-dimensional finite element analysis. **Methods** Computed tomography scans of the maxillary central incisor were used to construct a three-dimensional finite element model of the maxillary central incisor. According to the different methods of endodontic and the prosthetic treatments, four models were established, namely, group A (traditional access cavity preparation with resin filling), group B (traditional access cavity preparation restored full-ceramic crown), group C (minimally invasive endodontics with resin filling) and group D (minimally invasive endodontics restored full-ceramic crown). A static force of 100 N and a direction of 45° was applied to the long axis of the tooth at the junction of the incisal section one-third and middle section one-third. The maximum principal stress, the von Mises stress and the modified von Mises stress of the tooth tissue were analyzed using the finite-element analysis software. **Results** 1) Stress peaks: the stress peaks of the maximum principal stress, the von Mises stress and the modified von Mises in group A were the largest, except that the stress peak of von Mises stress in group D was slightly lower than that in group

C. The stress peaks of the maximum principal stress and the modified von Mises in group C were the lowest. The stress peaks of the maximum principal stress and the modified von Mises stress in group D were lower than those in

**[收稿日期]** 2019-05-10; **[修回日期]** 2019-08-30

**[作者简介]** 刘子嫣, 住院医师, 硕士, E-mail: yuning911028@163.com

**[通信作者]** 高旭, 主任医师, 博士, E-mail: gaouxu@sdu.edu.cn

groups A and B. 2) Stress distribution: compared with group A, the stress distribution of cervical dentin and the area of stress concentration in group C was lower and smaller. In the root dentin, the stress distribution in group C was more uniform than that in group A, and the stress was dispersed to several areas of the root apex. After crown restoration, no significant difference was observed in stress distribution between groups B and D in the root region. The stress distribution state of group B was not significantly different from that of group A. No significant difference was observed in the stress distribution state between groups D and C. **Conclusion** 1) From the perspective of biomechanics, the minimally invasive access was adopted for the maxillary central incisor. 2) Full crown restoration is recommended after traditional access cavity preparation. No obvious advantage is observed in stress analysis for minimally invasive endodontics-restored full-ceramic crown.

**[Key words]** endodontic access method; minimally invasive endodontics; three-dimensional finite element; full crown

根管治疗中，开髓是实现根管治疗预期目的的重要前提。最大化地保留剩余牙体组织并实现剩余牙体结构的完整性对于根管治疗的牙齿长期存留具有极为重要的意义<sup>[1]</sup>，而传统开髓方式为获得直线通路需磨除过多的颈部牙体组织。为了能精准地实施牙髓微创治疗（minimally invasive endodontics, MIE）<sup>[2]</sup>，可在传统开髓方式的基础上进行改良，以准确地把控牙体组织的去除量及开髓洞型的范围。临床上，某些前牙病例在根管治疗后常需要进行美学修复以解决美观问题，贴面由于磨除牙体组织少是首选方法，但在某些条件下，如反骀、严重牙体变色等不适合贴面修复时，常需选择全冠修复。目前，有关两种开髓方式以及根管治疗后全冠修复对牙体应力分布的影响还少有研究，本文采用三维有限元分析法分析不同开髓方式及全瓷冠修复对上颌中切牙在载荷条件下的应力分布规律，以期从生物力学角度为临床上开髓方式的选择及后续修复与否提供参考。

## 1 材料和方法

### 1.1 样本的选择和处理

选择1例于山东大学口腔医院因牙周病而拔除的新鲜上颌中切牙作为实验样本。该样本牙为单根管牙，根尖发育已完成，经放大镜检查牙体组织结构完整，无缺损，无龋坏或隐裂纹。拔除后清理附着于离体牙表面的结缔组织和牙结石等污物后置入生理盐水中常温下保存。

### 1.2 三维有限元模型的建立

将样本牙石蜡包埋后行锥形束CT断层扫描，扫描方向垂直于牙体长轴，得到75个层厚为0.3 mm的断面层，将获得的图像导入Mimics 17.0医学图像处理软件，建立三维点云模型，将所获点云数据导入Creo软件，构建三维实体模型，该模型包括釉质、牙本质和髓腔，建立0.2 mm厚牙周膜包绕牙根，在

距离釉牙骨质界根方2 mm处构建牙槽骨结构，分为骨皮质、骨松质和固有牙槽骨，骨皮质、固有牙槽骨厚度分别为2、0.5 mm，得到天然牙模型<sup>[3]</sup>（图1）。

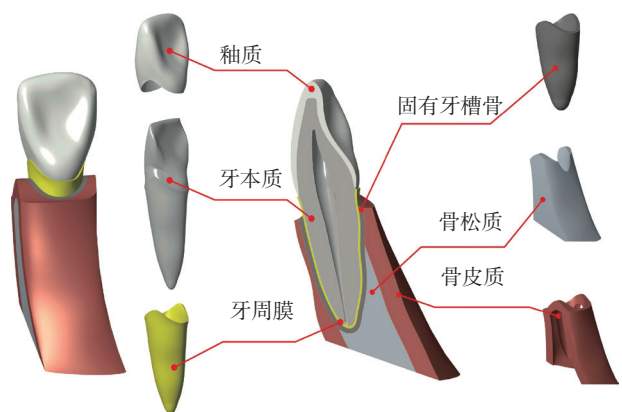


图1 天然牙的三维实体模型

Fig 1 Solid models of natural tooth

### 1.3 模型分组

传统开髓树脂充填（A）组：腭侧中央窝处开髓，形成圆三角形根管口，并与根管曲线相接<sup>[4-5]</sup>，根管预备后根管充填，常规复合树脂充填修复。微创开髓树脂充填（C）组：由根管方向的冠向延长线确定开髓点，采用微创开髓车针在所定开髓点方向上开髓进入<sup>[6]</sup>。根管根尖段预备与传统开髓方式相同，同样进行根管充填，常规复合树脂充填修复。

将A、C两组分别进行全瓷冠修复。全冠边缘位于牙槽骨嵴顶端冠方2.5 mm，直角肩台宽1 mm，预备体聚合度5°，切端冠厚2 mm，粘接剂层厚50 μm<sup>[7]</sup>，即传统开髓全瓷冠修复（B）组和微创开髓全瓷冠修复（D）组，如图2。

### 1.4 网格划分

采用Hypermesh软件进行网格划分。对于牙周膜、水门汀等结构，采用划分面网格后偏移的方式获得六面体网格；对于其他结构采用十节点的四面体单元表1。有限元方法作为一种力学中的数值模拟方法，网格的数目影响计算结果的准确性，一般

而言数目较多的网格往往能得到更精确的结果。本研究对网格尺寸与牙本质最大von Mises应力值之间的关系进行了研究,即有限元结果的收敛性分析<sup>[8]</sup>,如图3所示。本实验网格尺寸为0.3 mm,确保了分析结果的精确性。

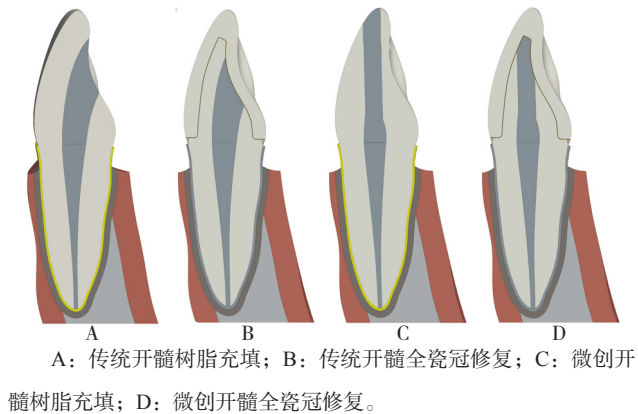


图 2 开髓与全冠修复的上颌中切牙模型

Fig 2 Models of the maxillary central incisor with different treatment

表 1 不同三维模型的节点数及网格数

Tab 1 The number of nodes and grids of the different models

模型	节点数	网格数
A	377 357	244 791
B	536 639	329 809
C	446 006	295 945
D	871 382	359 211

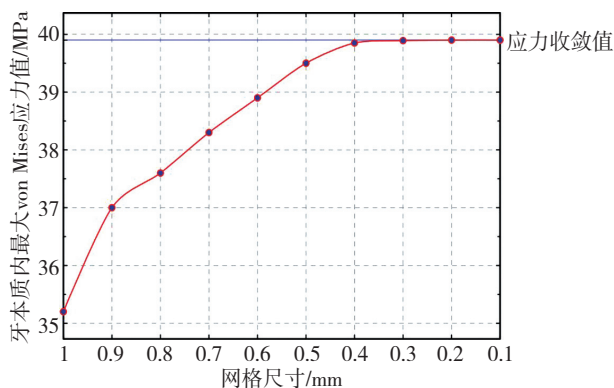


图 3 牙本质von Mises应力的收敛性实验

Fig 3 Convergence test for the von Mises stress in the dentin

### 1.5 实验假设、边界条件、参数设定

实验中除牙本质以外的结构均假设为连续、均质及各向同性的线弹性材料。牙本质设置为连续、均质,正交各向异性线弹性材料<sup>[4]</sup>。本实验中边界的约束条件设置为釉牙本质界以下2 mm的固有牙槽骨外固定约束,且各结构之间设为固定接触。实验材料力学参数见表2<sup>[3,9]</sup>。

### 1.6 加载条件和分析指标

静态力的加载位置位于舌侧切1/3与中1/3交界

处,与牙体长轴呈45°角,载荷大小为100 N<sup>[10]</sup>。本实验选择von Mises应力、最大主应力、改良von Mises应力作为分析指标,分析4组应力分布的变化。

表 2 材料力学参数

Tab 2 Mechanics properties of materials

材料力学参数	弹性模量/GPa	泊松比
牙本质	$E_{11}=25; G_{12}=8.6$	$\mu_{21}=0.45$
	$E_{33}=23.2; G_{23}=9.4$	$\mu_{31}=0.29$
釉质	84.1	0.33
牙周膜	0.069	0.45
固有牙槽骨	13.7	0.3
骨松质	1.37	0.3
骨皮质	13.7	0.3
牙胶尖	0.000 69	0.45
光固化复合树脂	8.3	0.28
全瓷冠	94.4	0.23
水门汀	8.3	0.35

## 2 结果

A、B、C、D组牙体组织的最大主应力、von Mises应力的牙体应力分布图见图4。为了更直观、明确地显示应力分布大小,图5显示了经数值分析后A、B、C、D组牙体组织的最大主应力、von Mises应力及改良von Mises应力的分布情况;4组牙体组织的最大主应力、von Mises应力及改良von Mises应力的应力峰值见图6。

从图4、5、6可看出4组模型的应力分布情况。

1) 应力峰值: A组的最大主应力、von Mises应力和改良von Mises应力的应力峰值均表现为最大,除了D组的von Mises应力峰值略低于C组外,C组的最大主应力及改良von Mises应力的应力峰值均表现为最低,D组的最大主应力及改良von Mises应力的应力峰值均低于A组和B组。2) 应力分布: 在牙颈部处,相比于A组,C组的应力集中程度较低,且应力集中的区域较小;在牙根牙本质处,C组的应力分布与A组相比更为均匀,应力分散至根尖更多区域;冠修复后,B组和D组牙根区域的应力分布未见明显差异;B组应力分布状态与A组相比未见明显改变;D组相比于C组应力分布状态也未见明显改变。

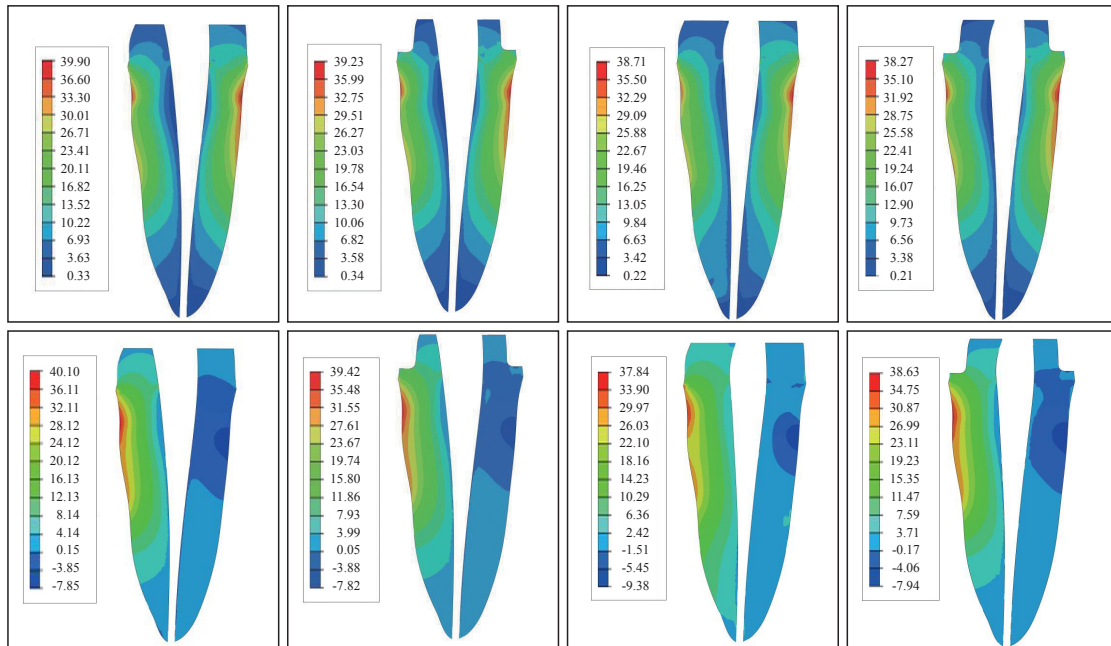
## 3 讨论

上颌中切牙所处位置易受外伤或其他因素影响导致牙髓炎症,需要进行根管治疗。治疗时开髓是首要的操作,为后续治疗做准备。Lang等<sup>[11]</sup>研究表



明,开髓洞形应尽量保守,尽可能减少对冠部牙体组织的磨除。Panitvisai等<sup>[12]</sup>发现,由于部分牙本质磨除,牙体弯曲形变增加,牙折的潜在风险随之增

加。国内外学者<sup>[13-14]</sup>尝试从唇侧或切端开髓,以更好地获得直线通路并尽可能保存健康牙体。



上: von Mises应力;下:最大主应力。从左至右分别为A、B、C、D组。单位:MPa。

图4 各组模型的最大主应力、von Mises应力的牙体应力分布

Fig 4 The stress distribution of the von Mises stress and the maximum principal stress with different methods

Gutmann<sup>[2]</sup>对牙髓微创治疗给予新的定义,即强调在当代牙髓根尖周病诊断和治疗过程中尽可能保存健康牙体组织结构,以提高患牙远期存留率。微创开髓是一种为实现牙体结构在开髓后的完整性使部分髓室顶及颈周牙本质予以保留的精准开髓Latturmo等<sup>[15]</sup>通过体外实验得出,上颌中切牙要获得直线通路,84%的牙齿应在切端开髓。已有学者<sup>[5,16]</sup>用临床微创开髓方法,并证明了微创开髓的精确性。

在应力分析时,von Mises应力较为适用于抗拉与抗压强度较为接近的材料,而牙齿内结构多为脆性材料,其抗压强度远大于抗拉强度。一些学者将脆性材料普遍具有的抗压强度远大于抗拉强度的特性考虑在内,对von Mises应力的计算方法进行了修正并提出改良,使之更适用于评估脆性材料的应力状态<sup>[17]</sup>。本研究选择von Mises应力、最大主应力和改良von Mises应力作为分析指标,更好地反映了牙体的受力情况。

本实验中,C组的最大主应力、von Mises应力及改良von Mises应力的应力峰值均较A组低,降低比例分别为5.79%、3.07%和6.99%,微创开髓方式较传统开髓方式降低了牙颈部应力的最大值,减少应力集中程度。该结果与胡静等<sup>[18]</sup>的研究结果虽然相似,但本研究在切端开髓,而胡静等<sup>[18]</sup>的研究是人为在唇侧开髓,不能保证为直线通路。改良von

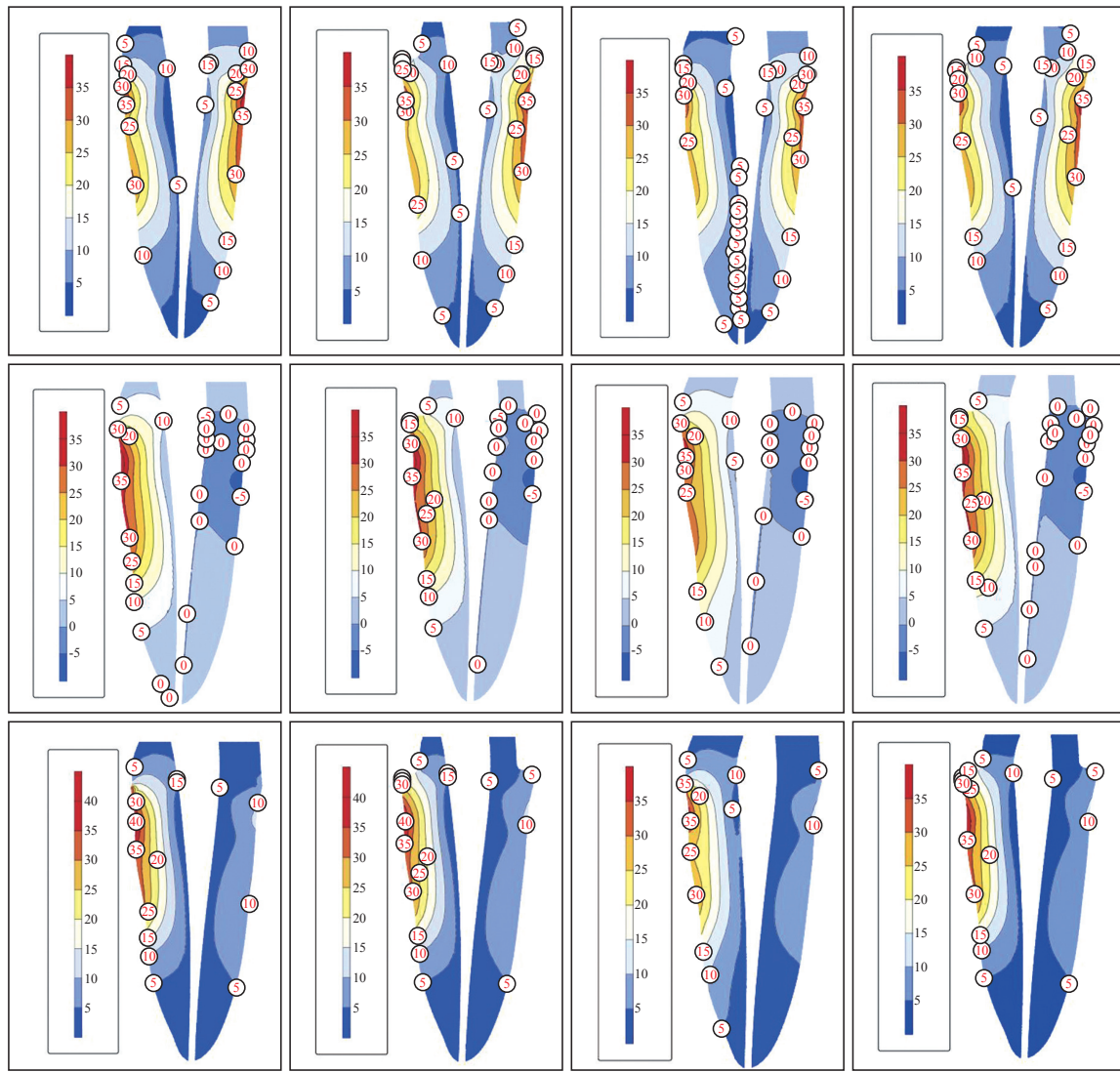
Mises应力更加重视拉应力对材料的破坏作用,结果表明微创开髓方式不仅使得牙体的受力降低,对牙体内的拉应力改善的效果更为明显。

牙颈部区域C组的最大主应力、von Mises应力及改良von Mises应力的应力分布与A组相比,应力集中程度较低,应力集中的区域小,从而降低了在应力集中位置发生断裂的可能,本研究结果解释了McCabe<sup>[13]</sup>、卢国华等<sup>[14]</sup>的研究中临床微创开髓后牙折率低的原因。在牙根部分牙本质中,C组较A组von Mises应力及改良von Mises在根尖方向的应力分布更均匀,改良von Mises应力的表现尤为明显,微创开髓显著改善了应力分布,将牙体所承载荷均匀分散至所有牙体组织中,减少了颈部组织的应力集中,提示临床上应尽量采取微创开髓方式。

由于美观的需要,前牙根管治疗后常需全冠修复。本研究在全冠修复后B组的最大主应力、von Mises应力及改良von Mises应力的应力峰值比A组均有所降低;D组模型的最大主应力以及改良von Mises应力的应力峰值较C组模型的应力峰值略有所增高。冠修复前后的应力分布趋势基本一致,这与康成容等<sup>[19]</sup>所得结果一致。但康成容的实验中全瓷冠修复增大牙本质应力峰值的结论,与本文有差异,原因在于本实验使用的传统开髓模型与之存在区别,本研究中的A组模型载荷的作用于树脂修复体,充填

体上大下小的形状对与其接触的牙本质形成了楔效应，放大了力的作用效果<sup>[20]</sup>。在冠修复后，全瓷冠将载荷均匀地分散，载荷不再直接作用于充填体，消除了充填体形貌带来的楔效应。冠修复后，B组和D组在牙根区域的应力分布未见明显差异，说明全冠能够改善应力的分布。反之，微创开髓是一种在获得直线通路情况下尽可能保存牙体组织的开髓

方式，冠修复的应用去除了保留的牙体组织，使得牙体抵抗外力的组织有所减少，从而剩余牙体所受应力有所增加，表现为最大主应力、改良von Mises应力的应力峰值较大。由此可见，从应力大小的角度看，微创开髓后行冠修复未见明显优势；但与B组相比，各个应力指标的峰值仍略小，表明在进行冠修复的条件下，微创开髓仍具有一定优势。



上：von Mises应力；中：最大主应力；下：改良von Mises应力。从左至右分别为A、B、C、D组。单位：MPa。

图5 数值分析应力图

Fig 5 The stress distribution of data analysis

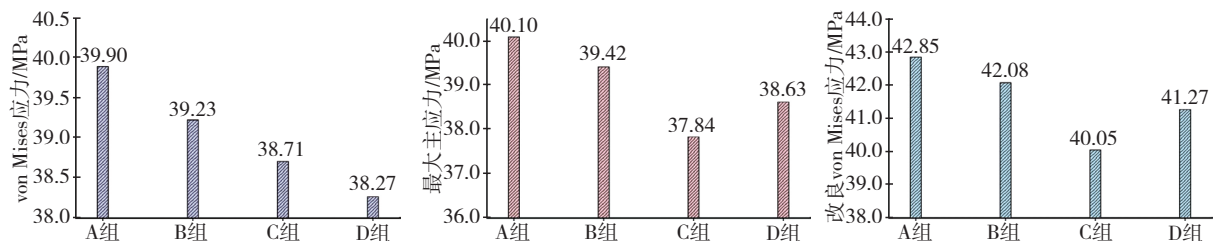


图6 各组模型的von Mises应力(左)、最大主应力(中)和改良von Mises(右)应力的应力峰值

Fig 6 The peak value of the von Mises stress (left), the maximum principal stress (middle) and the modified von Mises stress (right) with different methods

本研究结果仅限于上颌中切牙，暂不能明确是否适用于其他牙齿。因上颌中切牙根管系统的简单

性, 治疗中直线通路下可以达到微创开髓。后牙区根管系统的复杂性和操作视野较局限, 使得微创开髓建模更具挑战性。在未来研究中, 本课题组将通过建模分析方式来验证后牙的微创开髓应力分布是否存在优势。

利益冲突声明: 作者声明本文无利益冲突。

### [参考文献]

- [1] Gluskin AH, Peters CI, Peters OA. Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms[J]. *Br Dent J*, 2014, 216(6): 347-353.
- [2] Gutmann JL. Minimally invasive dentistry (Endodontics) [J]. *J Conserv Dent*, 2013, 16(4): 282-283.
- [3] Davide A, Raffaella A, Marco T, et al. Direct restoration modalities of fractured central maxillary incisors: a multi-levels validated finite elements analysis with *in vivo* strain measurements[J]. *Dent Mater*, 2015, 31(12): e289-e305.
- [4] Cohen S, Burns R. Cohen's pathways of the pulp[M]. 11th ed. St. Louis Missouri: Elsevier, 2011.
- [5] Ingle JI, Slavkin HC. Ingles endodontics[M]. Hamilton: BC Decker Inc, 2008.
- [6] Krastl G, Zehnder MS, Connert T, et al. Guided endodontics: a novel treatment approach for teeth with pulp canal calcification and apical pathology[J]. *Dent Traumatol*, 2016, 32(3): 240-246.
- [7] Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: a finite element analysis[J]. *Dent Mater*, 2014, 30(12): 1304-1315.
- [8] Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials[J]. *Dent Mater*, 2007, 23(8): 983-993.
- [9] 甄敏, 胡文杰, 荣起国. 上颌中切牙冠根折行冠延长术并桩核冠修复的三维有限元分析[J]. *北京大学学报(医学版)*, 2015, 47(6): 1015-1021.  
Zhen M, Hu WJ, Rong QG. Finite element analysis of the maxillary central incisor with crown lengthening surgery and post-core restoration in management of crown-root fracture[J]. *J Peking Univ (Health Sci)*, 2015, 47(6): 1015-1021.
- [10] Dejak B, Młotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth[J]. *J Prosthet Dent*, 2011, 105(2): 115-126.
- [11] Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, et al. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root[J]. *J Dent Res*, 2006, 85(4): 364-368.
- [12] Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures[J]. *J Endod*, 1995, 21(2): 57-61.
- [13] McCabe PS. Avoiding perforations in endodontics[J]. *J Irish Dent Assoc*, 2006, 52(3): 139-148.
- [14] 卢国华, 姚峰. 唇颊侧开髓法根管治疗465例临床分析[J]. *中华全科医学*, 2007, 5(5): 433.  
Lu GH, Yao F. Clinical analysis of 465 cases of root canal treatment with labiobuccal pulpotomy[J]. *Appl J General Pract*, 2007, 5(5): 433.
- [15] Laturno SA, Zillich RM. Straight-line endodontic access to anterior teeth[J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1985, 59(4): 418-419.
- [16] Zehnder MS, Connert T, Weiger R, et al. Guided endodontics: accuracy of a novel method for guided access cavity preparation and root canal location[J]. *Int Endod J*, 2016, 49(10): 966-972.
- [17] Dejak B, Młotkowski A. The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth [J]. *Dent Mater*, 2013, 29(9): e227-e237.
- [18] 胡静, 刘入梦, 彭雅, 等. 腭侧与唇侧开髓路径的上颌中切牙三维有限元比较分析[J]. *西南国防医药*, 2014, 24(3): 288-291.  
Hu J, Liu RM, Peng Y, et al. Three dimensional finite element analysis in the comparison of maxillary central incisor mechanical property between palatal and labial endodontic access[J]. *Med J Natl Defend Force Southwest China*, 2014, 24(3): 288-291.
- [19] 康成容, 魏素华, 张美超, 等. 纤维桩修复上颌中切牙的三维有限元研究[J]. *华西口腔医学杂志*, 2008, 26(4): 430-434.  
Kang CR, Wei SH, Zhang MC, et al. A three dimensional finite element study on stress distribution in maxillary central incisor restored with fiber post[J]. *West China J Stomatol*, 2008, 26(4): 430-434.
- [20] 侯波. 不同材料嵌体修复MOD洞型对牙体组织应力分布影响的三维有限元分析[D]. 西安: 第四军医大学, 2008.  
Hou B. Three-dimension finite element analysis on stress distributions of tooth using different inlay restoration with designed MOD cavities[D]. Xi'an: The Fourth Military Medical University, 2008.

( 本文编辑 吴爱华 )