

论著·临床研究

纤维桩修复上颌第一磨牙牙体缺损的三维有限元力学分析

仲 麒, 黄雨捷, 张轶凡, 宋迎爽, 吴雅琴, 瞿 方, 黄庆丰[#], 胥 春[#]

上海交通大学医学院附属第九人民医院口腔修复科, 上海交通大学口腔医学院, 国家口腔医学中心, 国家口腔疾病临床医学研究中心, 上海市口腔医学重点实验室, 上海 200011

[摘要] **目的**·探究纤维桩修复上颌第一磨牙腭颌面(palatal-occlusal, PO)和远中邻颌面(distal-occlusal, DO)牙体缺损时适宜的修复策略。**方法**·建立上颌第一磨牙PO和DO 2种牙体缺损模型, 每种缺损类型采用不放纤维桩(no post, NP)、腭根单纤维桩(palatal post, PP)、腭根及远颊根双纤维桩(palatal and distobuccal posts, PDP)、腭根及近颊根双纤维桩(palatal and mesiobuccal posts, PMP)以及三根管纤维桩(palatal, distobuccal and mesiobuccal posts, PDMP) 5种不同策略进行全冠修复的有限元模型。若多桩组的纤维桩在树脂核内出现干扰, 则将较细的桩于重叠处下方1 mm处水平截断。对各模型分别加载与牙体长轴平行的800 N垂直力和与牙体长轴呈45°角的225 N侧向力。通过有限元分析计算牙体组织和纤维桩内的等效应力及纤维桩-树脂水门汀、树脂水门汀-根管壁界面上的最大切应力。**结果**·对于牙体外表面的最大等效应力值, 垂直载荷下PO缺损的PMP组和DO缺损的PDP组最小(分别为36.17 MPa、36.23 MPa), 侧向载荷下PO缺损的PDMP组和DO缺损的PMP组最小(分别为40.47 MPa、42.05 MPa)。在2类牙体缺损中, 置入纤维桩后根管内表面颈1/3的应力值普遍下降, 中1/3的应力值普遍上升; 腭根桩和近颊根桩中的最大等效应力值分别为垂直载荷和侧向载荷下的最高值(分别为60.75~71.29 MPa, 45.91~51.82 MPa), 相对应的纤维桩-树脂水门汀界面上最大切应力值也为相应载荷下的最高值(分别为11.26~12.93 MPa, 12.38~13.03 MPa)。各组在垂直载荷下水门汀-根管壁界面上的最大切应力值相近(9.96~10.58 MPa), 而在侧向载荷下PMP组和PDMP组水门汀-根管壁界面上的最大切应力值较高。**结论**·上颌第一磨牙应根据不同的牙体缺损类型采取不同的纤维桩修复策略: PO缺损宜采用腭根单纤维桩修复; DO缺损宜采用腭根加近颊根双纤维桩修复, 同时控制垂直殆力。

[关键词] 磨牙; 纤维桩; 桩核技术; 有限元分析; 应力**[DOI]** 10.3969/j.issn.1674-8115.2022.08.013 **[中图分类号]** R783.3 **[文献标志码]** A

Three-dimensional finite element analysis on fiber-reinforced composite post-restored maxillary first molar with tooth defect

ZHONG Qi, HUANG Yujie, ZHANG Yifan, SONG Yingshuang, WU Yaqin, QU Fang, HUANG Qingfeng[#], XU Chun[#]

Department of Prosthodontics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine; College of Stomatology, Shanghai Jiao Tong University; National Center for Stomatology; National Clinical Research Center for Oral Diseases; Shanghai Key Laboratory of Stomatology, Shanghai 200011, China

[Abstract] **Objective**·To explore the appropriate strategy for restoring maxillary first molars with palatal-occlusal (PO) defect or distal-occlusal (DO) defect by using fiber-reinforced composite posts. **Methods**·Two types of defects in maxillary first molars were established: PO defect and DO defect. For each type, 5 finite element models with different restoration strategies were created: no post (NP), palatal post (PP), palatal and distobuccal posts (PDP), palatal and mesiobuccal posts (PMP), and palatal, distobuccal and mesiobuccal posts (PDMP). In the multi-post groups, if 2 posts overlapped in the resin core, the thinner one was horizontally trimmed 1 mm below the intersection point. The models were loaded by a vertical force—an 800 N force parallel to the long axis of the tooth, and a lateral force—a 225 N force directed at 45° to the long axis of the tooth. The following parameters were calculated by using finite element analysis: equivalent stress in the tooth structure and the posts, and maximum shear stress on the post-cement and cement-canal interfaces. **Results**·Under the vertical loading, the maximal equivalent stress on the external surfaces of the tooth

[基金项目] 国家自然科学基金面上项目(82071157); 上海市卫生健康委员会卫生行业临床研究专项资助项目(201940009)。**[作者简介]** 仲 麒(1996—), 男, 住院医师, 学士; 电子信箱: 123281927@qq.com。**[通信作者]** 胥 春, 电子信箱: imxuchun@163.com。黄庆丰, 电子信箱: hqfy@163.com。[#]为共同通信作者。**[Funding Information]** National Natural Science Foundation of China (82071157); Special Support Project for Clinical Research in Health Industry of Shanghai Municipal Health Commission (201940009)。**[Corresponding Author]** XU Chun, E-mail: imxuchun@163.com. HUANG Qingfeng, E-mail: hqfy@163.com. [#]Co-corresponding authors.**[网络首发]** <https://kns.cnki.net/kcms/detail/31.2045.R.20220811.1304.010.html> (2022-08-12 12:24:28)。

with PO defect was the lowest in the PMP group (36.17 MPa), while it was the lowest in the PDP group with DO defect (36.23 MPa). Under the lateral loading, it was the lowest in the PDMP group with PO defect (40.47 MPa), while it was the lowest in the PMP group with DO defect (42.05 MPa). With either defect, the equivalent stress on the internal surfaces generally decreased at the cervical 1/3 of root canals and increased at the middle 1/3 after post inserting. Palatal canal post and mesiobuccal canal post respectively withstood the highest equivalent stress under vertical loading and lateral loading (60.75–71.29 MPa and 45.91–51.82 MPa, respectively), and the maximal shear stresses on these two post-cement interfaces were also the highest under the corresponding loading (11.26–12.93 MPa and 12.38–13.03 MPa, respectively). The maximum shear stresses on the cement-canal interfaces were similar among the groups under the vertical loading (9.96–10.58 MPa), while under the lateral loading they were higher in the PMP group and the PDMP group. **Conclusion** The appropriate strategy for fiber-reinforced composite post restoration on maxillary first molars should be determined according to the type of tooth defect. For PO defect, the strategy of one post restoring in palatal canal is recommended; for DO defect, the strategy of two posts restoring in palatal and mesiobuccal canals respectively with approaches to reduce vertical occlusal force is recommended.

[Key words] molar; fiber-reinforced composite post; post and core technique; finite element analysis; stress

上颌第一磨牙是口内存留时间最长^[1]、承担殆力最大的牙齿^[2]。根据《第四次全国口腔健康流行病学调查报告》^[3], 15岁年龄组人群中上颌第一磨牙患龋率为9.3%~9.7%, 是上颌牙列中患龋率最高的牙位, 而上颌第一磨牙牙体折裂发生率在所有牙齿中也是最高的^[4-5]。当龋坏、牙折导致的牙体缺损累及牙髓腔时, 会导致牙髓暴露、感染, 乃至最终丧失活力, 需行完善的根管治疗 (root canal therapy, RCT)。研究^[6]表明, RCT后当牙齿冠部有1个及以上牙本质壁缺失时, 应进行根管桩修复以降低牙体缺损修复治疗的失败率。

纤维增强型复合树脂根管桩 (纤维桩) 是一种由轴向排列的纤维包裹在复合树脂基质中制成的纤维增强型聚合物基复合材料根管桩^[7], 其中纤维一般约占总体积的60%, 树脂基质约占总体积的40%^[8]。与传统金属根管桩相比, 纤维桩具有与牙本质相近的弹性模量和优良的疲劳性能, 同时还有着耐腐蚀、生物相容性好、美观、能取出进行二次修复, 以及在遭受过大应力时先于牙体组织折断从而保护牙体组织等优点, 因此在牙体缺损修复中得到了越来越广泛的应用^[9]。但也有文献^[10-11]指出, 纤维桩修复牙体缺损对牙颈部牙体组织的要求较金属桩高, 冠部牙本质壁和肩领的缺失均会增加桩折断、牙颈部牙体组织折裂、冠脱落和桩脱粘接的发生率, 从而增加牙体缺损修复失败的风险。

上颌第一磨牙具有至少3个根管^[3,12], 因此, 纤维桩修复时, 桩的放置数量和位置存在多种组合方式, 目前对何种组合最佳尚无定论。较为主流观点是在上颌第一磨牙最粗最直的根管即腭根内放置1根桩^[13-14]。近年来也有学者提出了不同见解。赵莉

等^[15]通过三维有限元分析 (three-dimensional finite element analysis, 3D-FEA) 研究了不同数量纤维桩修复上颌第一磨牙后牙体组织内外表面的应力分布, 发现当牙体缺损类型为腭侧和远中轴壁缺损时, 临床上选用腭根桩和远颊根桩修复可降低剩余牙本质中的应力, 对降低根折风险有积极作用, 建议在腭根和远颊根中各置入1根纤维桩进行牙体缺损修复。刘峰^[16]认为对于一壁缺损的磨牙采用1根纤维桩修复即可, 两壁缺损者在2个根管中分别进行纤维桩修复, 而三壁及以上缺损者则应选用尽量多的根管进行纤维桩修复。牛光良^[7]认为一壁缺损的磨牙可不放桩, 采用直接冠修复或置入1根纤维桩修复, 两壁缺损者采用1~2根纤维桩修复, 三壁缺损者采用2~3根纤维桩修复, 四壁缺损者应采用3~4根纤维桩修复。笔者前期的3D-FEA研究^[17]则发现, 对于四壁缺损的上颌第一磨牙, 在可以获得1.5 mm高的牙本质肩领时, 应在腭根及近颊根中各置入1根纤维桩进行修复。

上颌第一磨牙好发邻面龋, 尤其好发远中邻面龋^[18], 而牙体缺损则好发于腭尖^[4-5]。因此, 远中邻殆面 (distal-occlusal, DO) 和腭殆面 (palatal-occlusal, PO) 缺损是上颌第一磨牙常见牙体缺损类型。患牙远中邻面或腭侧牙本质壁缺失, 经RCT后需进行桩核修复。正确的纤维桩修复策略对于上颌第一磨牙牙体缺损修复治疗预后至关重要, 但目前鲜有系统探讨不同纤维桩修复策略下上颌第一磨牙剩余牙体组织内、纤维桩内和各粘接界面上应力分布的研究报道。笔者之前的研究^[17]发现, 对上颌第一磨牙牙体缺损进行纤维桩修复时, 腭根均应放置纤维桩。因此, 本研究拟运用3D-FEA方法, 探讨对腭根放置1

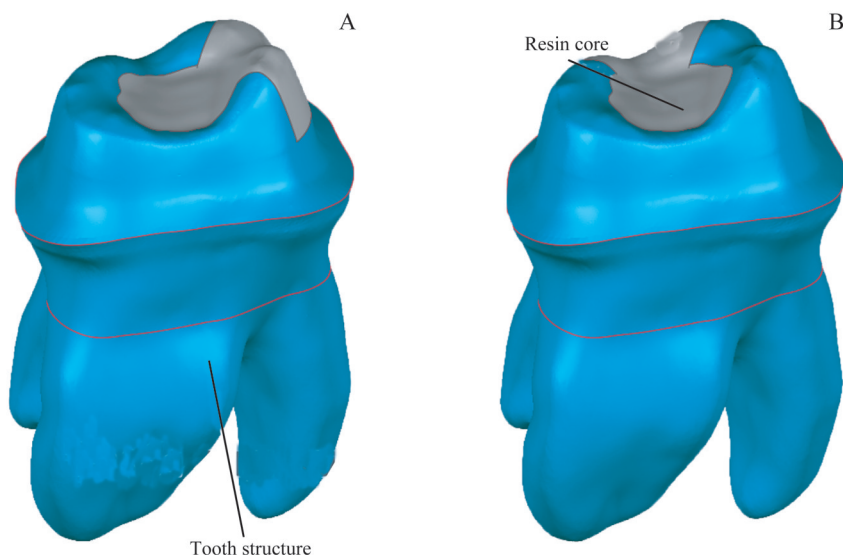
根纤维桩、腭根与远颊根或近颊根各放置1根纤维桩以及腭根、远颊根与近颊根共放置3根纤维桩以及不放纤维桩直接冠修复这5种策略下,修复上颌第一磨牙DO和PO缺损后牙体组织和纤维桩内以及桩-水门汀界面和水门汀-根管壁界面上的应力分布,探索大面积牙体缺损多根牙纤维桩修复策略,希冀对于纤维桩的临床应用提供参考。

1 材料与方法

1.1 上颌第一磨牙牙体缺损模型的建立

将1颗完整离体上颌第一磨牙进行微计算机断层扫描技术(micro computed tomography, μ CT, eXplore Locus SP, 美国GE公司)扫描,扫描参数

为:电压79 kV,电流79 mA,曝光时间1 700 μ s,扫描层厚14 μ m,重建层厚28 μ m。对该牙完成RCT及全瓷冠牙体预备后再次进行 μ CT扫描。2次扫描分别得到810幅和750幅以DICOM格式存储的二维断层图像。将其导入医学影像处理软件Mimics Research 21.0(比利时Materialise公司)中,对RCT及牙体预备前后的牙体、充填树脂、牙胶尖等进行三维重建,并以STL格式导入逆向工程软件Geomagic Wrap 2015(美国3D Systems公司)中,建立全瓷冠、树脂核、PO及DO缺损牙体组织(牙本质肩领高度1.5 mm)、冠粘接树脂水门汀、牙胶尖、牙周膜、皮质骨和松质骨的三维模型。上颌第一磨牙2种牙体缺损树脂核充填修复后模型如图1所示。



Note: A. PO defect. B. DO defect.

图1 上颌第一磨牙2种牙体缺损树脂核充填修复后模型

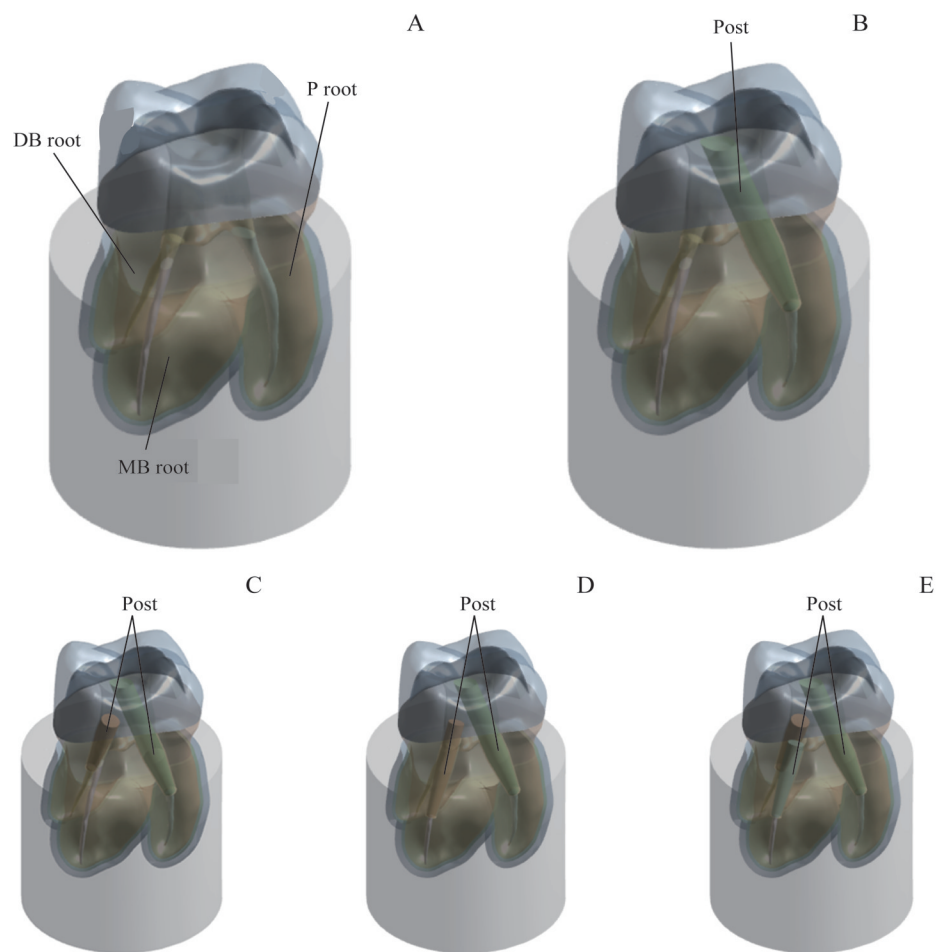
Fig 1 Two models of restored maxillary first molar with tooth defect

1.2 不同纤维桩修复方式模型的建立

纤维桩(Matchpost, 法国Recherches Techniques Dentaires公司)模型通过CAD软件SolidWorks 2016(法国Dassault Systemes公司),根据纤维桩外形尺寸数据^[19]建立,并以IGES格式保存。

在Geomagic Wrap 2015中以桩直径不超过根径1/3为限,选择尽可能粗的纤维桩进行修复,即腭根放置#1.6纤维桩,远颊根放置#1.4纤维桩,近颊根放置#1.2纤维桩;在保留根尖段5 mm牙胶尖的原则下运用布尔相减运算预备桩道^[15]。按照不同修复策略,建立5组模型:不放纤维桩(no post, NP)组、腭根单纤维桩(palatal post, PP)组、腭根及

远颊根双纤维桩(palatal and distobuccal posts, PDP)组、腭根及近颊根双纤维桩(palatal and mesiobuccal posts, PMP)组和三根管纤维桩(palatal, distobuccal and mesiobuccal posts, PDMP)组。若多根纤维桩在髓腔内存在重叠,则将较细的桩在重叠部分下方1 mm处垂直其长轴截断作为辅桩,较粗的桩保留全长作为主桩。将以上所有部件曲面化后,以IGES格式保存。在FEA软件ANSYS Workbench 19.0(美国ANSYS公司)中为每个模型建立结构静力分析系统,并在“Design Modeler”模块中打开上述以IGES格式保存的部件数据,组合为有限元模型(图2,以PO缺损为例)。



Note: A. NP group. B. PP group. C. PDP group. D. PMP group. E. PDMP group. DB—distobuccal; MB—mesiobuccal; P—palatal.

图2 不同修复策略的上颌第一磨牙牙体缺损修复模型(以PO牙体缺损为例)

Fig 2 Models of restored maxillary first molar with tooth defect by different restoration strategy (PO defect for example)

1.3 3D-FEA

在ANSYS Workbench的“Mechanical”模块中为每个部件赋予材料属性：冠为氧化锆陶瓷制成，桩为石英纤维桩；由树脂水门汀将冠粘接在预备体（牙体组织及

核）上，核为复合树脂核，桩则采用与复合树脂核相同材质的树脂水门汀与牙本质粘接。除纤维桩为正交各向异性的线弹性材料外，其余材料均视为各向同性的线弹性材料。具体的各材料及组织的力学参数见表1。

表1 材料及组织力学性能参数

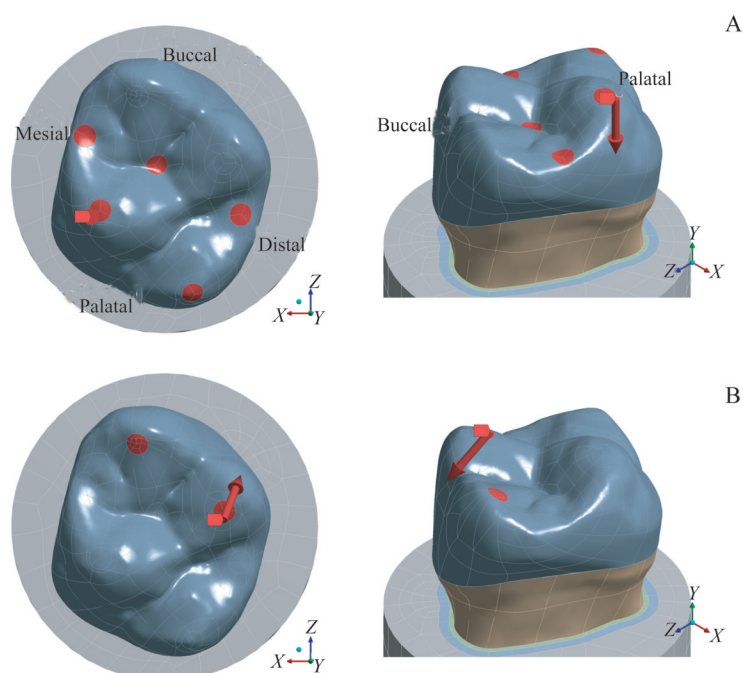
Tab 1 Mechanical properties of materials and tooth tissues

Component	Elastic modulus/MPa	Poisson ratio
Cancellous bone ^[20-21]	1 370	0.30
Cortical bone ^[20-21]	13 700	0.30
Dentin ^[20-21]	18 600	0.31
Gutta-percha ^[22]	141.9	0.45
Periodontal ligament ^[21]	68.9	0.45
Resin cement (crown) ^[23]	18 300	0.30
Resin composite (direct restoration) ^[23-24]	12 000	0.33
Resin core build-up/Resin cement (post) ^[22]	16 440	0.26
Zirconia ceramic crown ^[20,24]	200 000	0.33
Quartz fiber-reinforced composite post ^[25]	$E_x=50\,000, E_y=E_z=15\,000$	0.30

Note: E_x —elastic modulus on x axis; E_y —elastic modulus on y axis; E_z —elastic modulus on z axis.

每个模型都被划分成包含约 40 000 个 10 节点四面体单元的网格。分别施加 2 种载荷: ①垂直载荷。在𪙇面的中央窝、近中及远中边缘嵴、近腭尖顶和远腭尖顶平行牙体长轴施加 800 N 的力, 以模拟垂直𪙇力 (图 3A)。②侧向载荷。在𪙇面近颊尖和远颊尖三角嵴上与牙体长轴呈 45° 角施加 225 N 的力, 以模拟

侧向𪙇力 (图 3B)^[26]。牙槽骨的底面和侧面为固定约束, 受力时各界面间不发生相对滑动。测定牙体组织和纤维桩内的等效应力分布及纤维桩-水门汀界面和水门汀-根管壁界面上的切应力分布^[14,27], 并计算纤维桩修复后各组根管内表面各区域最大等效应力值相对 NP 组的变化百分数。



Note: A. Vertical loading. The tooth was given an 800 N force parallel to the long axis (the direction of the 3D arrow) on the five points (red dots). B. Lateral loading. The tooth was given a 225 N force directed at 45° to the long axis (the direction of the 3D arrow) on the two points (red dots).

图3 加载位置及方向示意图

Fig 3 Schematics of the positions and directions of the loadings

2 结果

2.1 牙体组织的等效应力

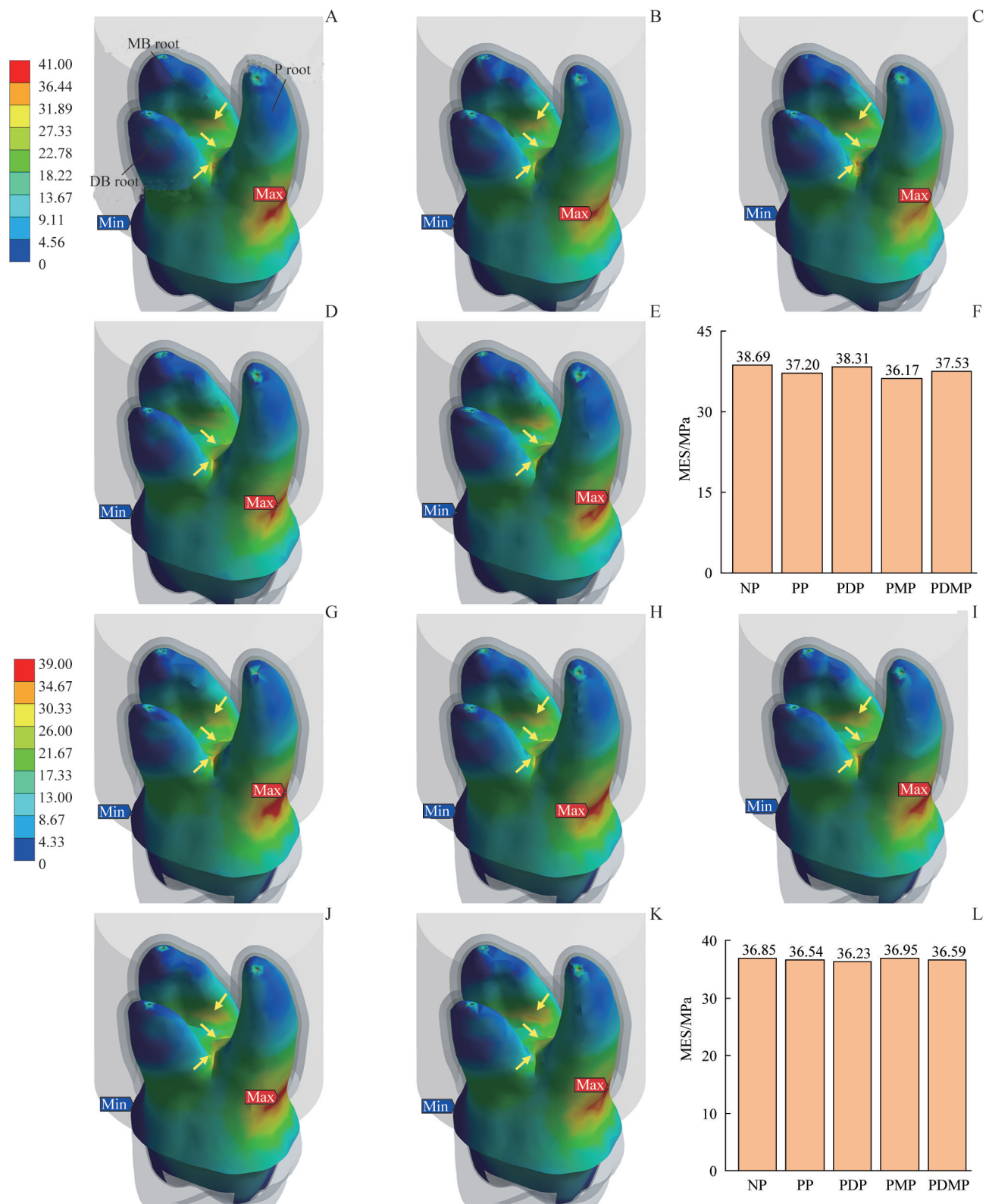
2 种载荷下牙体外表面的等效应力分布如图 4、5 所示。在相同载荷下, 各组牙体外表面的应力分布形式均相似, 且与牙体缺损类型和纤维桩修复策略无关。垂直载荷下应力集中于根颈 1/3 的腭侧, 侧向载荷下应力集中于根颈 1/3 的近颊侧。此外, 各组在根分叉区的根面上均出现了较大的应力值。各组牙体外表面的最大等效应力值如图 4F、L 和图 5F、L 所示。PO 缺损在垂直、侧向载荷下最大等效应力值的高值均出现在 NP 组 (分别为 38.69 MPa 和 44.43 MPa), 相应的低值分别出现在 PMP 组 (36.17 MPa) 和 PDMP 组 (40.47 MPa); DO 缺损在垂直、侧向载荷下最大等效应力值的高值分别出现在 PMP 组 (36.95 MPa)、PDP 组 (44.38 MPa), 相应的低值分别出现在 PDP 组

(36.23 MPa)、PMP 组 (42.05 MPa)。

纤维桩修复后, 2 种载荷下根管内表面的最大应力普遍出现在根管中 1/3 及尖 1/3 (表 2), 各组根管内表面各区域最大等效应力值相对 NP 组的变化百分数如图 6 所示。置入纤维桩的根管内表面中 1/3 的最大等效应力值除 DO 缺损中 PDMP 组的远颊根在侧向载荷下出现下降外, 其余各根管均出现上升; 根管内表面颈 1/3 的最大等效应力值除垂直载荷下 DO 缺损中 PDP 组的远颊根、PDMP 组的近颊根以及 PO 缺损中 PMP 组的近颊根, 还有侧向载荷下 PO 缺损中 PDP 组和 PDMP 组的远颊根出现上升外, 其余各根管均出现下降。

2.2 纤维桩内的等效应力

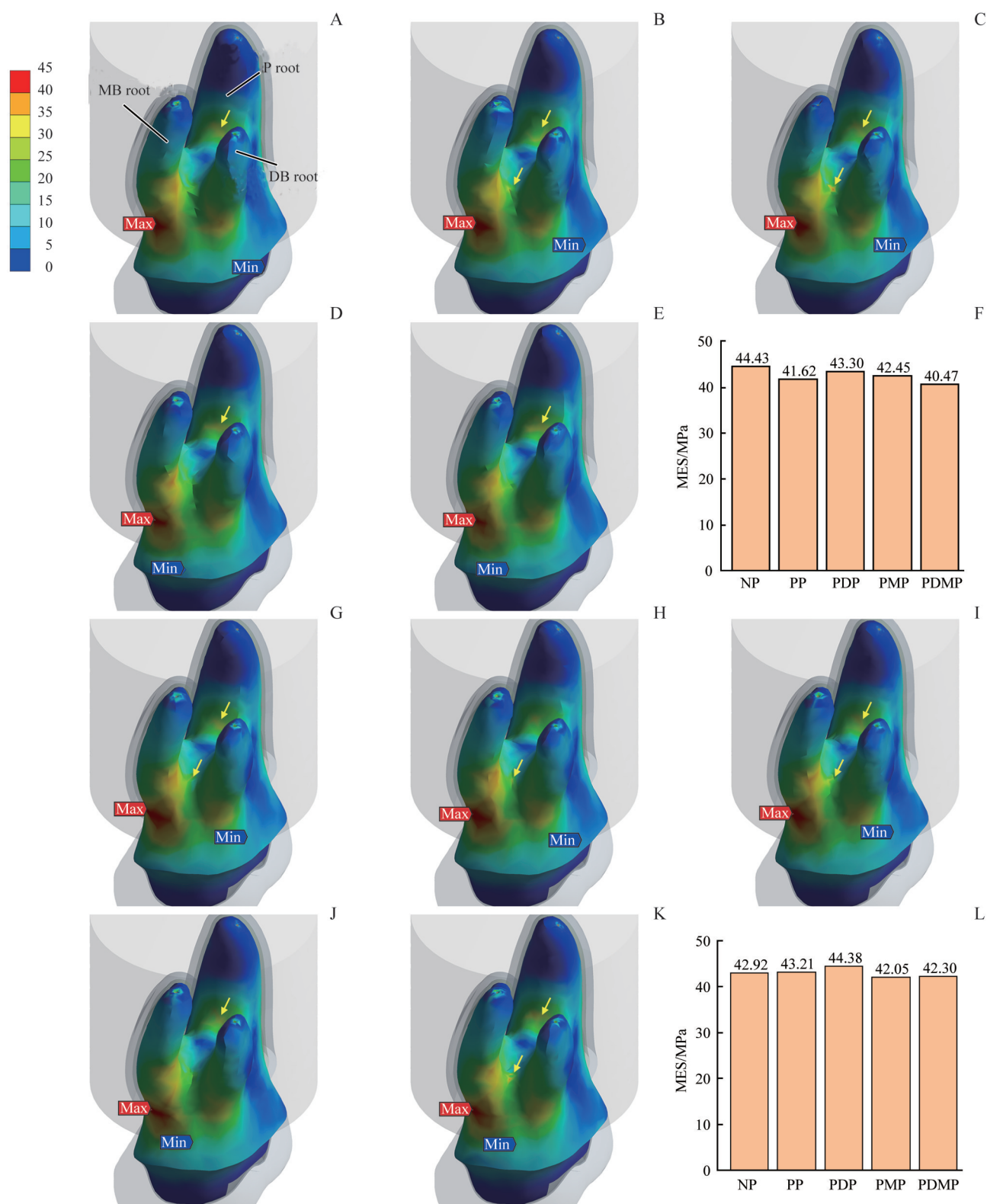
纤维桩修复后, 2 种载荷下各组纤维桩内最大等效应力值如表 3 所示。垂直载荷下, 腭根桩内的应力最大; 侧向载荷下, 近颊根桩内的应力最大。



Note: A - F. PO defect. G - L. DO defect. A/G. NP group. B/H. PP group. C/I. PDP group. D/J. PMP group. E/K. PDMP group. F/L. The maximal equivalent stress (MES) in each group. The red arrows indicate the locations of maximum stress; the blue arrows indicate the locations of minimal stress; the yellow arrows indicate the stress concentration areas in furcation areas.

图4 垂直载荷下牙体外表面的等效应力分布和最大等效应力值

Fig 4 Equivalent stress distributions and MES on external surfaces of tooth tissues under vertical loading



Note: A - F. PO defect. G - L: DO defect. A/G. NP group. B/H. PP group. C/I. PDP group. D/J. PMP group. E/K. PDMP group. F/L. The MES in each group. The red arrows indicate the locations of maximum stress; the blue arrows indicate the locations of minimal stress; the yellow arrows indicate the stress concentration areas in furcation areas.

图5 侧向载荷下牙体外表面的等效应力分布和最大等效应力值

Fig 5 Equivalent stress distributions and MES on external surfaces of tooth tissues under lateral loading

表2 纤维桩修复后各组根管内表面各区域最大等效应力值(MPa)

Tab 2 MES on internal surfaces of root canals after placing posts (MPa)

Group	PO defect						DO defect					
	Vertical loading			Lateral loading			Vertical loading			Lateral loading		
	P	DB	MB	P	DB	MB	P	DB	MB	P	DB	MB
NP												
C	25.89	16.22	14.72	13.62	12.97	24.17	24.47	16.85	14.83	11.75	13.83	23.48
M	24.27	16.22	13.68	16.97	19.13	25.85	22.81	15.96	13.25	16.15	19.97	26.08
A	24.07	23.12	23.82	11.83	23.93	26.11	23.67	23.75	16.61	11.25	22.56	26.11
PP												
C	18.62	16.11	14.90	11.15	12.90	24.95	18.35	15.98	14.96	11.51	12.67	23.76
M	35.04	16.11	13.76	19.53	19.54	26.94	36.52	15.98	12.73	19.19	19.11	24.89
A	26.66	24.17	17.32	11.22	24.84	17.51	23.73	20.75	31.70	10.84	20.37	33.79
PDP												
C	18.47	15.47	14.70	11.44	13.46	23.43	18.31	18.70	14.59	11.11	13.51	23.61
M	36.84	27.37	13.48	20.51	19.60	24.94	35.39	26.77	13.01	19.19	20.41	25.85
A	26.84	22.85	12.90	11.50	22.61	17.46	23.59	21.49	24.29	12.01	21.05	31.21
PMP												
C	18.58	15.87	15.13	10.82	12.82	20.57	18.46	15.80	14.59	11.43	12.37	22.23
M	33.87	15.73	21.63	19.10	19.45	34.06	33.98	15.80	20.06	18.14	20.20	32.36
A	31.43	18.36	26.53	14.27	21.01	27.90	27.72	20.44	31.63	11.97	20.37	37.53
PDMP												
C	18.25	15.23	13.22	11.15	13.50	21.49	18.48	14.59	15.20	11.39	13.46	20.86
M	36.16	29.99	22.22	19.02	21.60	35.26	34.94	28.26	20.43	19.33	19.73	33.10
A	23.90	23.81	30.73	10.98	20.02	35.45	23.72	22.31	15.32	11.63	22.73	20.00

Note: C—cervical 1/3; M—middle 1/3; A—apical 1/3; P—palatal canal; DB—distobuccal canal; MB—mesiobuccal canal. The red values indicate the maximum stress in the canals.

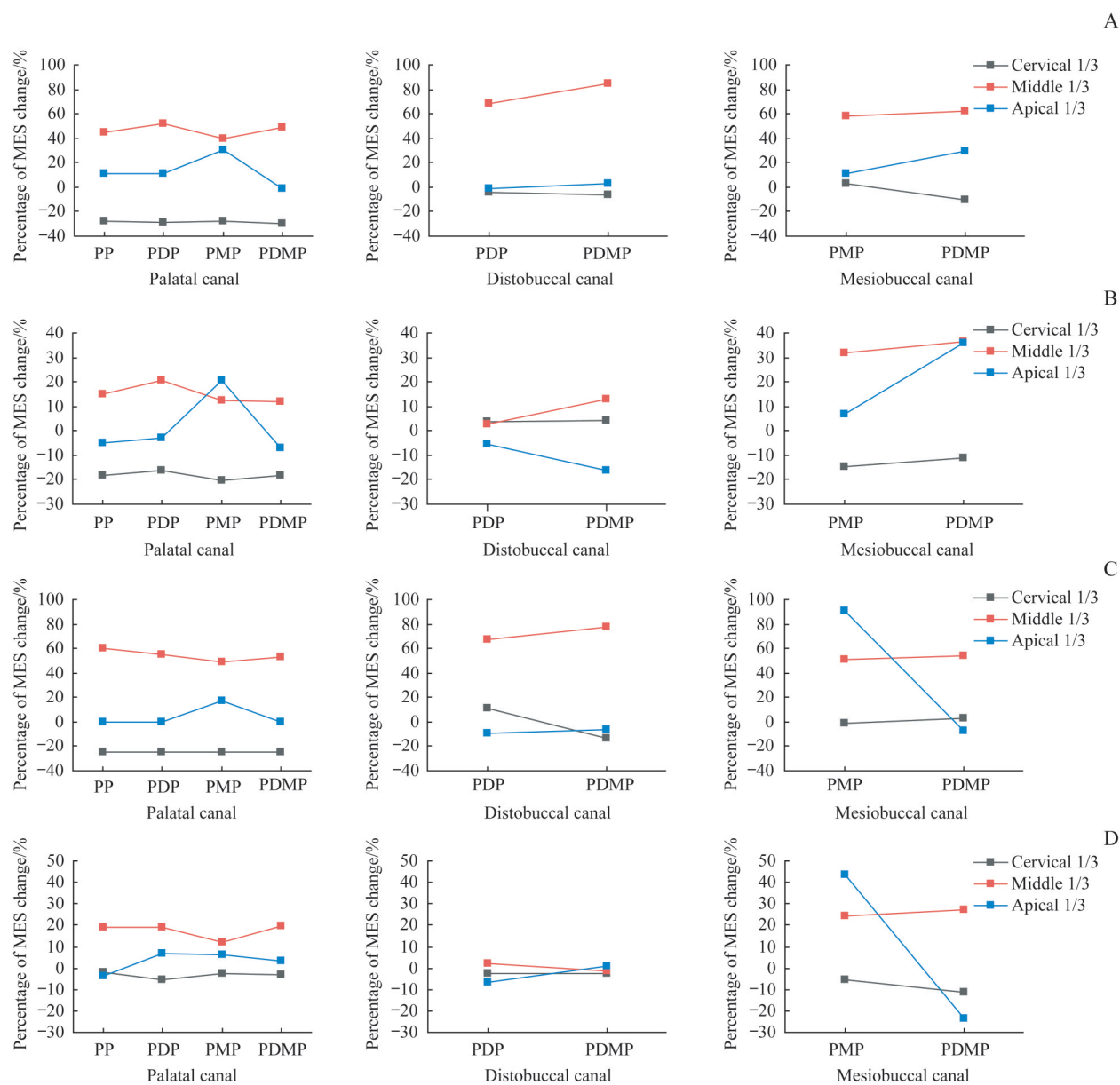
2.3 纤维桩-树脂水门汀界面上的切应力

纤维桩修复后, 2种载荷下各组桩-水门汀界面上的最大切应力值如表4所示。垂直载荷下, 腭根桩-水门汀界面上切应力最大; 侧向载荷下, 近颊根桩-水门汀界面上切应力最大。此外, 在垂直载荷下, PO缺损中PP、PDP和PDMP组以及DO缺损中PMP组的最大切应力位于近桩尖处, 其余组的切应力则集中于腭根桩-水门汀界面的殆方边界; 侧向载荷下,

所有组的切应力均集中于近桩尖处(图7)。

2.4 树脂水门汀-根管壁界面上的切应力

纤维桩修复后, 2种载荷下各组水门汀-根管壁界面上的最大切应力值如表5所示。垂直载荷下, 2种缺损类型各组水门汀-根管壁界面上的最大切应力值相近; 侧向载荷下, 近颊根放置纤维桩时(PMP和PDMP组)水门汀-根管壁界面上的最大切应力明显高于其他组。



Note: A. PO defect under vertical loading. B. PO defect under lateral loading. C. DO defect under vertical loading. D. DO defect under lateral loading.

图6 纤维桩修复后各组根管内表面最大等效应力值相对直接冠修复时(NP组)的变化百分数

Fig 6 Percentage of MES changes in each group compared to NP group on the internal surfaces of root canals after placing posts

表3 各组纤维桩内最大等效应力值(MPa)

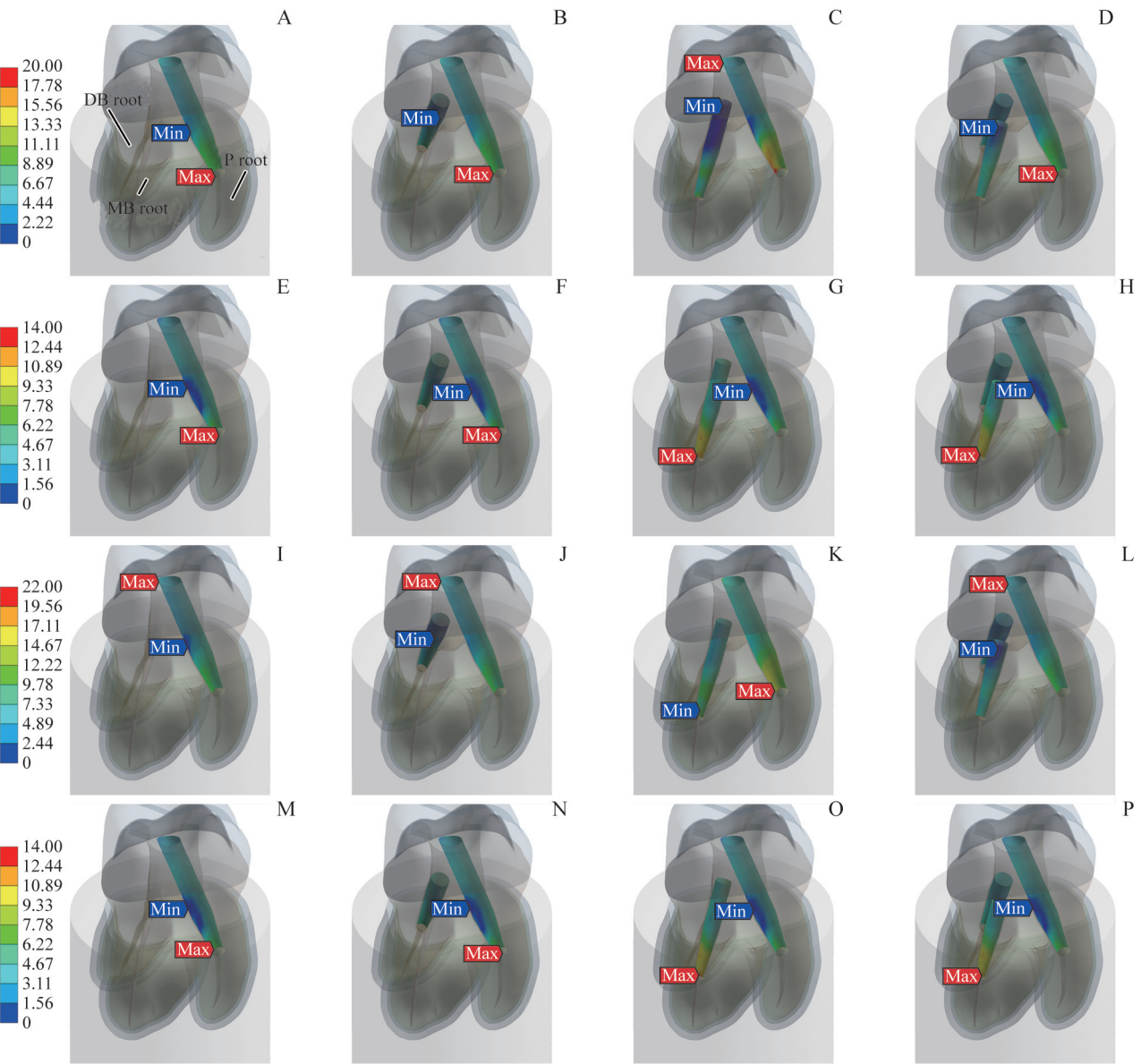
Tab 3 MES in the posts in each group (MPa)

Post	Group	PO defect		DO defect	
		Vertical loading	Lateral loading	Vertical loading	Lateral loading
Palatal canal	PP	69.18	25.84	69.34	25.69
	PDP	60.75	25.49	66.95	25.63
	PMP	65.00	25.22	71.29	25.37
	PDMP	65.50	25.43	63.78	25.44
Distobuccal canal	PDP	42.50	26.29	39.73	27.50
	PDMP	44.65	28.16	39.85	27.06
Mesio Buccal canal	PMP	39.39	51.82	35.17	45.91
	PDMP	36.27	49.31	27.06	48.91

表 4 纤维桩-树脂水门汀界面上最大切应力值(MPa)

Tab 4 Maximum shear stress on the post-cement interface (MPa)

Post	Group	PO defect		DO defect	
		Vertical loading	Lateral loading	Vertical loading	Lateral loading
Palatal canal	PP	11.75	7.30	12.93	7.41
	PDP	11.77	7.27	11.91	7.33
	PMP	11.39	7.49	11.26	7.33
	PDMP	11.50	7.27	12.92	7.40
Distobuccal canal	PDP	7.91	6.94	8.09	7.03
	PDMP	7.91	6.78	7.85	6.89
Mesiobuccal canal	PMP	7.40	12.38	7.48	12.84
	PDMP	7.73	13.00	7.57	13.03



Note: A – D. PO defect under vertical loading. E – H. PO defect under lateral loading. I – L. DO defect under vertical loading. M – P. DO defect under lateral loading. A/E/I/M. PP group. B/F/J/N. PDP group. C/J/K/O. PMP group. D/H/L/P. PDMP group. The red arrows indicate the locations of maximum stress; the blue arrows indicate the locations of minimal stress.

图 7 2种载荷下纤维桩-树脂水门汀界面上的切应力分布

Fig 7 Shear stress distributions on the post-cement interface under vertical and lateral loadings

表5 各组水门汀-根管壁界面上最大切应力值(MPa)

Tab 5 Maximum shear stress on the cement-canal interface in each group (MPa)

Group	PO defect		DO defect	
	Vertical loading	Lateral loading	Vertical loading	Lateral loading
PP	9.96	6.72	10.35	6.67
PDP	10.14	7.06	10.28	7.00
PMP	10.35	11.45	10.26	11.37
PDMP	10.58	11.29	10.38	11.54

3 讨论

本研究结果显示,上颌第一磨牙牙体缺损修复后,同一载荷下牙体外表面的应力分布形式均相似,且与牙体缺损类型和纤维桩修复策略无关,提示牙体缺损修复后牙体外表面上应力分布形式可能与牙根形态和受力方式关系密切。此外,各组模型在牙体外表面根颈1/3及根分叉处均出现了较大的应力值,提示牙体缺损修复时应注意保留牙根颈1/3及根分叉处的牙体组织。

赵莉等^[15]采用3D-FEA研究发现,当采用腭根桩和远颊根桩双桩方式对上颌第一磨牙远中邻殆腭面缺损进行纤维桩修复时,牙颈部、牙体外表面所受等效应力较采用腭根桩单桩修复和腭根桩、远颊根桩和近颊根桩三桩修复时小。本研究对PO和DO这2种牙体缺损类型的上颌第一磨牙进行3D-FEA的结果显示,双桩修复方式下牙体外表面所受等效应力并不一定低于单桩和三桩修复方式。PO缺损:垂直载荷下,双桩组中PDP组的牙体外表面最大等效应力值较同主桩的单桩组(PP组)以及三桩组(PDMP组)高;侧向载荷下,双桩组(PDP和PMP组)的最大等效应力值均较单桩组(PP组)以及三桩组(PDMP组)高。DO缺损:垂直载荷下,双桩组中PMP组的最大等效应力值较单桩组(PP组)以及三桩组(PDMP组)高;侧向载荷下,双桩组中PDP组的最大等效应力值较单桩组(PP组)以及三桩组(PDMP组)高。这一发现提示临床上应根据不同的牙体缺损类型制定不同的纤维桩修复策略。

YOON等^[14]在对纤维桩修复下颌第一磨牙的3D-FEA研究中发现,纤维桩修复后,根管内表面中1/3的最大等效应力值上升,而颈1/3的最大等效应力值下降。本文研究了纤维桩修复上颌第一磨牙PO和

DO牙体缺损后根管内表面的应力分布,发现根管内表面中1/3的最大等效应力值除DO缺损中PDMP组的远颊根管在侧向载荷下出现下降外,其余各根管均较未置入桩时升高。而置入纤维桩的根管内表面颈1/3的最大等效应力值除了在个别根管出现了上升外(PO缺损中垂直载荷下PMP组的近颊根管和侧向载荷下PDP和PDMP组的远颊根管,以及DO缺损中垂直载荷下PDP组的远颊根管和PDMP组的近颊根管),其余各根管内表面颈1/3最大等效应力值普遍下降。本研究的发现与YOON等^[14]的研究相似,提示放置在合适根管中的纤维桩能将殆力向根方传导,从而降低牙颈部牙体组织中的应力,起到保护牙颈部牙体组织的作用。另一方面,由于桩道预备所用的成型钻直径往往都比RCT后的根管直径大,因此会在桩道根方端面处形成较为锐利的线角,使得此处容易产生应力集中,导致根管中1/3的最大等效应力值上升^[14]。这提示今后在设计纤维桩及配套的桩道预备钻针形态时,应使桩和钻针根方末端的直径更加接近根管的直径,且末端圆钝,避免形成尖锐的线角。在PO和DO这2种牙体缺损类型中,无论采取哪种纤维桩修复策略,上颌第一磨牙牙体内外表面的最大等效应力值均未超过牙本质的抗折强度(100~200 MPa)^[28-30],因此可以认为纤维桩修复并不会增加牙折的风险。

对于纤维桩内的FEA分析显示,采用纤维桩修复上颌第一磨牙PO和DO牙体缺损后,腭根桩和近颊根桩分别为垂直载荷和侧向载荷下最大等效应力值最大的纤维桩,进一步佐证了腭根桩和近颊根桩分别起到了有效分散垂直殆力和侧向殆力的作用。石英纤维桩的抗弯强度达741 MPa以上^[31],远高于本研究2种载荷下各纤维桩内的最大等效应力值,可以认为将石英纤维桩用于修复这2种牙体缺损类型的上颌第一磨牙不会导致纤维桩的折断。

3D-FEA结果显示,采用纤维桩修复上颌第一磨牙PO和DO牙体缺损后,垂直载荷下的腭根桩和侧向载荷下的近颊根桩在桩-水门汀界面上的最大切应力值均超过了未经表面处理的纤维桩与常用树脂水门汀(如列支敦士登 Ivoclar Vivadent 公司的 Multilink Speed)之间的粘接强度值(10.49 MPa)^[32]。这一结果提示临床上应降低纤维桩修复后患牙所受垂直和侧向殆力,以减小桩-水门汀界面上的切应力,避免桩与树脂水门汀之间发生脱粘接,并且今后应该进一步

改进纤维桩的表面处理方法及树脂粘接剂的性能,以提高纤维桩与树脂水门汀间的粘接强度,避免纤维桩修复后桩脱粘接的发生。纤维桩修复PO和DO牙体缺损后,垂直载荷下的所有组和侧向载荷下PMP和PDMP组在水门汀-根管壁界面上的最大切应力值均较大,但均未超过常用树脂水门汀与牙本质的粘接强度(21.80~40.20 MPa)^[33]。垂直和侧向载荷下水门汀-根管壁界面上切应力的产生可能与纤维桩传导殆力以及纤维桩、水门汀和牙本质三者弹性模量间存在差异有关,提示未来应开发出与牙本质弹性模量更接近的纤维桩和水门汀,以减小殆力对纤维桩与根管壁之间粘接性能的影响。采用树脂水门汀将纤维桩粘接至根管中以后,水门汀-根管牙本质壁粘接界面上的树脂粘接剂会随时间发生老化,导致其粘接强度明显下降。有研究^[33]表明,经过6个月的老化后,部分树脂粘接剂的粘接强度(如日本GC公司的G-Bond,老化6个月后的粘接强度为11.80 MPa)下降明显,已非常接近水门汀-根管壁界面上的最大切应力值。树脂粘接剂的老化可能会导致树脂水门汀与根管壁之间在长期使用后发生脱粘接,提示临床上需要注意控制修复体所受殆力大小以减小在水门汀-根管壁界面上的切应力,并且未来应开发抗老化性能更优异的树脂粘接剂。

在PO缺损中,置入纤维桩后,牙体外表面的最大等效应力值在2种载荷下均出现了降低,提示对PO缺损的上颌第一磨牙进行合适的纤维桩修复可以降低牙体组织所受的应力。从具体应力数值上看,垂直载荷下,各组中PMP组牙体外表面最大等效应力值最小,其次为PP组;侧向载荷下,PP组的最大等效应力值则低于PMP组,提示对PO缺损的上颌第一磨牙来说,在腭根内放置纤维桩可以达到降低牙体外表面应力的目的,而在近颊根内额外放置辅桩反而会影响腭根桩降低侧向载荷下牙体外表面应力的能力。腭根放置纤维桩后,在2种载荷下根管内表面颈1/3的最大等效应力值下降均较明显,尤以垂直载荷下为著,提示在PO缺损的上颌第一磨牙中,腭根桩具有将垂直殆力和侧向殆力高效地向根方传导、分散牙体组织应力的能力。垂直载荷下,PMP组桩-树脂水门汀界面上的最大切应力出现在界面与殆面相交的线角处,提示近颊根置入的辅桩影响了腭根主桩在桩-水门汀界面上的应力分散,可见对PO缺损的上颌第一磨牙进行纤维桩修复时不应在近颊根放置辅桩。综

上,在对PO缺损的上颌第一磨牙进行纤维桩修复时,宜采用腭根内放置1根桩的单桩策略。

在DO缺损中,置入纤维桩后,牙体组织外表面的最大等效应力值除了PMP组在垂直载荷下,以及PP组和PDP组在侧向载荷下出现升高外,其他组均出现了降低,提示对DO缺损的上颌第一磨牙进行纤维桩修复时,在腭根中放置纤维桩有利于减小垂直殆力下牙体外表面的应力,但不利于减小侧向殆力下牙体外表面的应力,需采取措施抵抗或减少侧向殆力。从具体应力数值上看,垂直载荷下,各组中PDP组牙体外表面最大等效应力值最小,其次是PP组;而侧向载荷下,PDP组最大等效应力值最高,PP组的最大等效应力值也高于NP组,而PMP组和PDMP组的最大等效应力值均低于NP组,提示对DO缺损上颌第一磨牙进行腭根单桩(PP组)或腭根及远颊根双桩(PDP组)修复可以达到降低垂直殆力下牙体外表面应力的目的,但并不能降低侧向殆力下牙体外表面的应力;在近颊根内置入纤维桩(PMP组、PDMP组)虽然可以降低侧向殆力下牙体外表面的应力,但会影响腭根桩降低垂直殆力下牙体外表面应力的能力,需采取措施控制垂直殆力。腭根放置纤维桩后,在2种载荷下根管内表面颈1/3的最大等效应力值下降均较明显,尤以垂直载荷下为著;而近颊根放置纤维桩后,在侧向载荷下根管内表面颈1/3的最大等效应力值下降最明显,提示在DO缺损中,腭根桩具有将2种殆力高效地向根方传导、分散牙体组织应力的能力,而近颊桩则可以高效地将侧向殆力向根方传导,分散牙体组织应力。除PMP组桩-水门汀界面上的最大切应力值出现在桩尖处外,其余各组桩-水门汀界面上的最大切应力值均出现于界面与殆面相交的线角处,提示DO缺损不利于垂直殆力下桩-水门汀界面上的应力分散,而在腭根和近颊根内各放置1根纤维桩(即PMP组)则可以改善桩-水门汀界面上的应力分布。综上,在对DO缺损的上颌第一磨牙进行纤维桩修复时,应采用腭根内放置主桩、近颊根内放置辅桩的双桩策略,且需要对垂直殆力进行控制,以免垂直殆力下牙体组织内产生较大应力。

由上可见,对于上颌第一磨牙,同为一壁缺损类型的PO和DO缺损,其最佳的纤维桩修复策略并不相同,提示临床上制定纤维桩修复策略时不应只考虑髓腔牙本质壁的数量,而应根据具体的牙体缺损类型,并结合一定的咬合设计来制定,以降低纤维桩修

复的失败率。

本研究中,为更好地控制变量,所有模型均来自一颗离体牙。由于临床患者存在个体差异,加之现有的数字化模拟手段需进行一定的近似处理,尚无法完全如实还原临床实际情况,后续还需要其他类型体外实验提供支持。另外,影响纤维桩修复效果的因素还有很多,如桩的材质、纤维桩的弹性模量、牙本质肩领的高度、牙槽骨吸收程度等,后续还应针对这些因素进行分析研究。

利益冲突声明/Conflict of Interests

所有作者声明不存在利益冲突。

All authors disclose no relevant conflict of interests.

伦理批准和知情同意/Ethics Approval and Patient Consent

本研究中获取人体离体磨牙的操作已通过上海交通大学医学院附属第九人民医院伦理委员会的审核批准(文件号 SH9H-2020-TK17-1),实验过程均遵照《涉及人的生物医学研究伦理审查规范》的条例进行,受试对象已经签署知情同意书。

The acquisition of the extracted human molar in this study was reviewed and approved by the Ethics Committee of Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine (Approval Letter No. SH9H-2020-TK17-1), and the experimental protocols were carried out by following *The Operational Guideline for The Ethic Review of Biomedical Research Involving Human Subjects*. Consent letter has been signed by the donor.

作者贡献/Authors' Contributions

仲麒参与了实验操作及初稿撰写,黄雨捷、张轶凡、宋迎爽、吴雅琴、瞿方、黄庆丰和胥春参与了数据分析及论文的修改,黄庆丰和胥春参与了实验设计与监督,胥春对本实验提供了经费支持。所有作者均阅读并同意了最终稿件的提交。

ZHONG Qi carried out the study, and wrote the draft manuscript. HUANG Yujie, ZHANG Yifan, SONG Yingshuang, WU Yaqin, QU Fang, HUANG Qingfeng and XU Chun performed the data analyses and reviewed the manuscript. HUANG Qingfeng and XU Chun designed the experiments and supervised the study. XU Chun funded the experiments. All the authors have read the last version of paper and consented for submission.

- Received: 2022-03-17
- Accepted: 2022-06-17
- Published online: 2022-08-12

参 · 考 · 文 · 献

- [1] YAMUNADEVI A, PRATIBHA R, RAJMOHAN M, et al. First molars in permanent dentition and their malformations in various pathologies: a review[J]. J Pharm Bioallied Sci, 2021, 13(Suppl 1): S23-S30.
- [2] 何三纲. 口腔解剖生理学[M]. 8版. 北京:人民卫生出版社, 2020.
HE S G. Oral anatomy and physiology[M]. 8th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2020.
- [3] 王兴. 第四次全国口腔健康流行病学调查报告[M]. 北京:人民卫生出版社, 2018.
WANG X. Report of the fourth national oral health epidemiological survey[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2018.
- [4] 张文玲, 黄永丽, 赵勇. 牙齿折裂的相关因素分析和治疗[J]. 河南大学学报(医学版), 2015, 34(2): 123-125.
ZHANG W L, HUANG Y L, ZHAO Y. Analysis factors and treatment associated with fractured teeth[J]. J Henan Univ (Med Sci), 2015, 34(2): 123-125.
- [5] 胡坤娥, 胡冬梅, 谭荣, 等. 影响后牙折裂的相关因素分析[J]. 中国美容医学, 2012, 21(17): 2235-2237.
HU K E, HU D M, TAN R, et al. Analysis of factors associated with posterior fractured teeth[J]. Chin J Aesthetic Med, 2012, 21(17): 2235-2237.
- [6] ELIYAS S, JALILI J, MARTIN N. Restoration of the root canal treated tooth[J]. Br Dent J, 2015, 218(2): 53-62.
- [7] 牛光良. 纤维桩理论与实践[M]. 北京:人民卫生出版社, 2013.
NIU G L. Fiber post: current principles and practice[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2020.
- [8] 乔玮. 桩核材料的临床应用与发展[J]. 包头医学院学报, 2011, 27(1): 136-138.
QIAO W. Clinical application and development of post-core materials[J]. J Baotou Med Coll, 2011, 27(1): 136-138.
- [9] 杜珍, 汲平. 纤维桩的分类及性能特点[J]. 口腔颌面修复学杂志, 2007, 8(3): 227-228, 232.
DU Z, JI P. Classification and properties of fiber posts[J]. Chin J Prosthodont, 2007, 8(3): 227-228, 232.
- [10] MARCHIONATTI A M E, WANDSCHER V F, RIPPE M P, et al. Clinical performance and failure modes of pulpless teeth restored with posts: a systematic review[J]. Braz Oral Res, 2017, 31: e64.
- [11] YANG A, LAMICHHANE A, XU C. Remaining coronal dentin and risk of fiber-reinforced composite post-core restoration failure: a meta-analysis[J]. Int J Prosthodont, 2015, 28(3): 258-264.
- [12] HARGREAVES K M, BERMAN L H. Cohen's pathways of the pulp expert consult[M]. 11th ed. St. Louis: Elsevier, 2015.
- [13] SCHWARTZ R S, ROBBINS J W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review[J]. J Endod, 2004, 30(5): 289-301.
- [14] YOON H G, OH H K, LEE D Y, et al. 3-D finite element analysis of the effects of post location and loading location on stress distribution in root canals of the mandibular 1st molar[J]. J Appl Oral Sci, 2018, 26: e20160406.
- [15] 赵莉, 李丽君, 赵克, 等. 不同桩核系统修复上颌第一磨牙的有限元分析[J]. 上海口腔医学, 2013, 22(6): 607-612.
ZHAO L, LI L J, ZHAO K, et al. Finite element analysis of first maxillary molars restored with different post and core materials[J]. Shanghai J Stomatol, 2013, 22(6): 607-612.
- [16] 刘峰. 纤维桩修复技术[M]. 北京:人民卫生出版社, 2012.
LIU F. Fiber post restoration[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012.
- [17] ZHONG Q, HUANG Y, ZHANG Y, et al. Finite element analysis of maxillary first molar with a 4-wall defect and 1.5-mm-high ferrule restored with fiber-reinforced composite resin posts and resin core: the number and placement of the posts[J]. J Prosthet Dent, 2022. DOI: 10.1016/j.prosdent.2022.01.029.



- [18] 王春艳. 龋病发生部位与年龄关系[J]. 内蒙古中医药, 2013, 32(25): 41. WANG C Y. The relationship between caries location and age[J]. Inner Mong J Tradit Chin Med, 2013, 32(25): 41.
- [19] 刘凡. 纤维桩性价比之王: Matchpost[Z/OL]. (2018-12-18) [2020-01-28]. <https://mp.weixin.qq.com/s/-eEbnPK3BbRby0JtpOxulw>. LIU F. The king of cost performance in fiber posts: Matchpost[Z/OL]. (2018-12-18) [2020-01-28]. <https://mp.weixin.qq.com/s/-eEbnPK3BbRby0JtpOxulw>.
- [20] LI X X, KANG T, ZHAN D T, et al. Biomechanical behavior of endocrowns vs fiber post-core-crown vs cast post-core-crown for the restoration of maxillary central incisors with 1 mm and 2 mm ferrule height: a 3D static linear finite element analysis[J]. Medicine, 2020, 99(43): e22648.
- [21] GONZÁLEZ-LLUCH C, PÉREZ-GONZÁLEZ A. Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis[J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2016, 19(4): 428-439.
- [22] SAVYCHUK A, MANDA M, GALANIS C, et al. Stress generation in mandibular anterior teeth restored with different types of post-and-core at various levels of ferrule[J]. J Prosthet Dent, 2018, 119(6): 965-974.
- [23] MAHMOUDI M, SAIDI A R, AMINI P, et al. Influence of inhomogeneous dental posts on stress distribution in tooth root and interfaces: three-dimensional finite element analysis[J]. J Prosthet Dent, 2017, 118(6): 742-751.
- [24] DURMUŞ G, OYAR P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis[J]. J Prosthet Dent, 2014, 112(3): 547-554.
- [25] AUSIELLO P, CIARAMELLA S, MARTORELLI M, et al. Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: effects of ferrule, post material and shape[J]. Dent Mater, 2017, 33(12): 1466-1472.
- [26] JIANG Q Z, HUANG Y T, TU X R, et al. Biomechanical properties of first maxillary molars with different endodontic cavities: a finite element analysis[J]. J Endod, 2018, 44(8): 1283-1288.
- [27] CHIBA A, HATAYAMA T, KAINOSE K, et al. The influence of elastic moduli of core materials on shear stress distributions at the adhesive interface in resin built-up teeth[J]. Dent Mater J, 2017, 36(1): 95-102.
- [28] AROLA D D, REPROGEL R K. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin[J]. Biomaterials, 2006, 27(9): 2131-2140.
- [29] PLOTINO G, GRANDE N M, BEDINI R, et al. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin[J]. Dent Mater, 2007, 23(9): 1129-1135.
- [30] KINNEY J H, MARSHALL S J, MARSHALL G W. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature[J]. Crit Rev Oral Biol Med, 2003, 14(1): 13-29.
- [31] 吴悦梅, 张富强, 宋宁, 等. 石英纤维根管桩复合材料的力学性能研究[J]. 上海口腔医学, 2006, 15(3): 304-307. WU Y M, ZHANG F Q, SONG N, et al. Study on the mechanical properties of quartz fiber-reinforced composite for canal post[J]. Shanghai J Stomatol, 2006, 15(3): 304-307.
- [32] ELSAKA S E, ELNAGHY A M. Bonding durability of titanium tetrafluoride treated glass fiber post with resin cement[J]. Dent Mater J, 2019, 38(2): 189-195.
- [33] CARDOSO G C, NAKANISHI L, ISOLAN C P, et al. Bond stability of universal adhesives applied to dentin using etch-and-rinse or self-etch strategies[J]. Braz Dent J, 2019, 30(5): 467-475.

[本文编辑] 瞿麟平

学院介绍

上海交通大学医学院医学技术学院

医学技术学院是上海交通大学医学院下属的二级学院。2021年10月医学技术获批成为一级学科博士学位授权点, 同年12月7日举行了学院成立大会。新成立的医学技术学院是上海市“双一流”建设高校中第一家医学技术学院, 也是开启上海交通大学医学院跻身世界一流医学院道路上的又一个里程碑。

医学技术是医学发展的核心驱动力, 也是临床医师获取患者信息和实施治疗措施的重要纽带, 通过提供诊断、治疗、营养、康复等技术直接或间接服务于患者。学院设有医学检验技术、医学影像技术、食品卫生与营养学以及听力与言语康复学等专业。

未来, 医学技术学院将致力于对接行业需求, 深化交叉融合、科技创新发展, 实现“本硕博”贯通式培养, 努力成为造就高层次复合型医学技术人才的“黄埔军校”, 为“新医科”引领下的医学技术创新发展提供学科建设与人才培养保障。

