

垫底材料对龈壁提升后活髓前磨牙 MOD 嵌体修复的应力影响

马铭爽 叶圣奕 黄秋瑾 刘 烁 冯丽芳 彭 伟*

华北理工大学口腔医学院 河北唐山 063210

摘要: 目的: 采用三维有限元分析不同垫底材料对龈壁提升后活髓前磨牙 MOD 嵌体修复各个组成部分的应力分布情况的影响。方法: 应用 Miroc-CT 及三维有限元软件, 建立活髓上颌前磨牙 MOD 缺损有限元模型, 远中缺损至龈下并行龈壁提升术, 分为无垫底的对照组, 以及分别应用 Beautifil Flow Plus F00 流动树脂、Vitrebond 光固化玻璃离子和 Fuji IX 化学固化玻璃离子垫底的实验组。结果: 垫底材料弹性模量增加, 各部分的等效应力峰值减小; 当其弹性模量远远小于牙本质时, 垫底层与水门汀接触的髓壁产生应力集中, 在弹性模量接近牙本质的时候, 垫底与否对其等效应力分布影响不大。结论: 垫底材料的应用可以缓冲胎力, 尤其在大面积缺损的患牙行龈壁提升术后, 可选择弹性模量较大且接近牙本质的材料垫底。
关键词: 龈壁提升; 垫底材料; MOD 嵌体修复; 三维有限元分析

树脂充填是活髓前磨牙大面积缺损修复的主要方法, 但树脂充填存在聚合收缩易产生微渗漏造成继发龋、耐磨性差以及较难恢复牙齿的正确解剖形态等。嵌体具有磨除牙体组织少、耐磨损、优秀的色彩匹配性和抗折性能, 全瓷嵌体在临床的应用日渐广泛。有研究表明^[1]全瓷嵌体的 5 年成功率高于树脂嵌体, 其中玻璃基陶瓷的成功率高达 92%。而在修复失败的病例中, 主要的原因是修复体折断和牙体折断^[2]。除了邻面深边缘位置和形态会对修复体和剩余牙体组织折断有影响外, 髓壁垫底材料的应用也同样十分重要^[3]。垫底材料的应用, 除了可以保护牙髓活力外, 有研究指出, 在牙本质-瓷界面之间放置垫底材料, 更有利于应力分布, 可以降低牙折和修复体折断的概率^[4,5]。

本实验采用三维有限元应力分析的方法, 使用软件建立前磨牙龈下近中-骀面-远中 (mesio-occluso-distal, MOD) 洞缺损模型并对其进行龈壁提升 (Deep margin elevation, DME), 通过力学角度分析应用不同弹性模量的垫底材料进行嵌体修复后, 其各个部分的 Von Mess 应力和最大主应力分布情况, 以期为临床应用提供理论依据。

1. 材料方法

1.1 原始数据获取

选择在华北理工大学口腔医学院因正畸拔除的左上颌第一前磨牙 1 颗, 牙冠、牙根的解剖形态标准, 各部位尺寸与王惠芸的我国成年人恒牙形态测量统计值接近^[6], 测量结果见表 1; 牙尖、边缘嵴连续清晰无明显磨耗; 无龋坏、裂纹。

表 1 上颌第一前磨牙的测量参数 (单位: mm)

测量对象	全长	冠长	根长	冠宽	颈宽	冠厚	颈厚
实验上颌第一前磨牙	20.5	7.8	12.7	7.5	4.4	9.6	8.0

1.2 模型建立步骤

1.2.1 建模设备及软件

Micro-CT 机 (NEW TOM VGi, 意大利); 笔记本电脑 (联想, Intel(R)Core(TM)i7 CPU, 内存 16G, 硬盘 512G); Mimics 21.0 软件 (Materialise, 比利时); Geomagic studio 2021 软件 (Raindrop Geomagic, 美国); Soildworks 2017 软件 (Soildworks, 美国); Ansys Workbench 17.0 软件 (ANSYS, 美国)。

1.2.2 模型的分组

根据有无垫底材料及垫底材料的类型分为四组:

A 组: 无垫底对照组, 远中龈壁提升;

B 组: Beautifil Flow Plus F00 (日本松风) 流动树脂垫底, 远中龈壁提升;

C 组: Vitrebond 光固化玻璃离子 (美国 3M) 垫底, 远中龈壁提升;

D 组: Fuji IX 化学固化玻璃离子 (日本富士) 垫底, 远中龈壁提升。

1.2.3 正常牙及牙周组织模型的建立

清洗离体上颌第一前磨牙, 并去除牙根表面附着的软组织, 使用自凝树脂包埋牙根, 牙长轴与包埋块垂直。使用

显微 CT 成像机 (Micro-computed tomography, Micro-CT) 扫描, 将扫描好的影像保存为 DICOM 格式备用。将其导入到 Mimics 中, 根据不同组织之间的灰度值差异建立不同灰度值范围的蒙版, 降低噪音使模型尽可能光滑, 此时得到全部牙体组织、牙髓以及除牙釉质之外的牙体组织的蒙版, 并将其保存为模型 A、模型 B、模型 C, 以 STL 格式导出。

在 Geomagic 中导入上述三个 STL 文件, 对模型进一步光滑平整, 将其转化为精确曲面模型, 并保存为模型 A1、模型 B1、模型 C1, 以 IGS 格式导出并在 Solidworks 中打开, 原点装配后, 利用组合命令可以对两个模型进行增加和删减的布尔逻辑运算, 以此获得精确重合的牙釉质、牙本质、牙髓模型。

建立模拟牙槽骨的模型为圆柱体, 直径 12mm, 高 14mm, 其中冠部 2mm 模拟皮质骨^[7,8], 其余部分模拟松质骨, 牙槽嵴顶位于釉牙骨质界下 3.5mm; 建立模拟牙周膜的模型, 将牙本质模型向外等距, 厚 0.3mm, 符合正常牙周膜厚度 (0.15mm~0.38mm^[9])。利用组合、切割等命令去除重合和无关部分后, 正常上颌前磨牙模型建立完成 (图 1)。

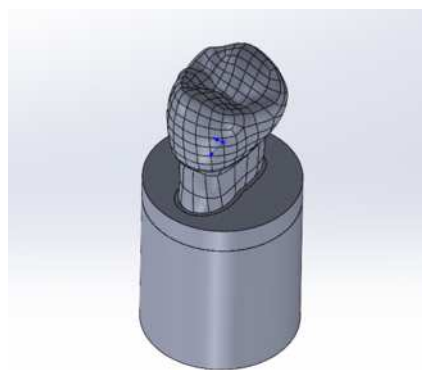


图 1 上颌第一前磨牙有限元分析模型

1.2.4 MOD 缺损模型及修复体模型的建立

在建立好的正常牙模型上设计 MOD 洞型。

殆面洞深 2.5mm, 髓壁鸠尾峡部颊舌向宽 2mm, 邻面洞底颊舌向宽 3mm, 龈壁位于釉牙骨质界冠方 1mm, 龈壁的近远中宽度为 1.2mm, MOD 洞的颊舌壁外展度为 4°。殆面鸠尾峡宽为 2.7mm, 距颊、舌尖顶分别为 1.7mm、1.9mm, 该洞型模拟临床洞型并适当简化^[10]。将远中龈壁向根方拉伸凸台 2mm, 即龈壁提升高度; 将殆面洞底向根方拉伸凸台 0.5mm, 外展度 4°, 即垫底层厚度。使用垫底层模型与

原文件的牙本质进行布尔逻辑为删去的组合操作, 获得垫底预备完成后的剩余牙本质, 实验模型建立完成。(见图 2)

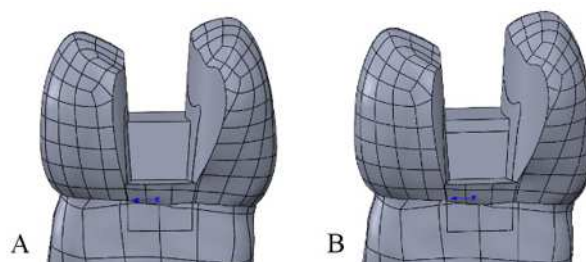


图 2 对照组和实验组模型

(A—对照组无垫底; B—实验组髓室垫底 0.5mm)

1.2.5 材料赋予和网格划分

将模型导入到三维有限元分析软件 ANSYS 中进行材料属性赋予。结合临床, 嵌体材料使用 IPS e.max CAD, 龈壁提升材料使用 Beautiful Flow Plus F00, 髓室垫底材料^[11-14]及牙体牙周各组织^[15-18]的弹性模量、泊松比参数见表 2。

表 2 材料参数

材料	弹性模量 /MPa	泊松比
牙釉质	84100	0.33
牙本质	18600	0.31
牙髓	2	0.45
牙周膜	69	0.45
皮质骨	13700	0.30
松质骨	1370	0.30
Beautiful Flow Plus F00 流动树脂	2300	0.38
Vitrebond 光固化玻璃离子	3650	0.35
Fuji IX 化学固化玻璃离子	17200	0.30
IPS e.max CAD 二硅酸锂嵌体	95000	0.24

牙釉质、牙本质、牙髓、牙周膜的网格尺寸为 0.3mm; 皮质骨、松质骨的网格尺寸为 0.5mm; 嵌体和龈壁提升充填体网格尺寸为 0.3mm; 垫底层网格尺寸为 0.1mm; 接触类型为固定连接。对照组模型划分后单元数 373947, 节点数 581139。各实验模型划分后的单元数 373137、节点数 581271。

1.2.6 边界条件和加载条件

本实验假设所有材料均为连续、均质、各向同性的线性弹性材料。对牙槽骨的底面和侧面固定约束。设定两种

静态加载条件，如图 3 所示：

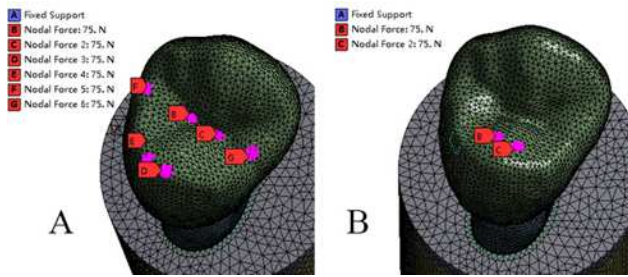


图 3 两种加载方式加载位点示意图

(A—垂直加载；B—侧向加载)

1) 垂直加载：在中央窝、近远中边缘嵴、舌尖颊斜面附近共 6 个区域加载与牙体长轴平行的咬合力。在每个区域选取的 15 个节点上共加载 75N 的压力，殆面总计加载 450N 垂直压力。

2) 侧向加载：在舌尖三角嵴附近的 2 个区域加载与牙体长轴呈 45° 的压力。在每个区域选取的 15 个节点上共加载 75N 的压力，殆面总计加载 150N 侧向压力。

1.2.7 检测指标

观察牙体及修复体各个层次的 Von Mess 等效应力（后简称等效应力）的分布情况以及等效应力峰值。

1.2.8 统计学方法

将全部数据录入 GraphPad Prism 9 软件进行统计分析，两两组间比较使用 t 检验，检验水准 $\alpha=0.05$ ， $P < 0.05$ 则认为差异有统计学意义。

2. 研究结果

在垂直加载下，采用不同材料的髓壁垫底以及使用流动树脂进行 2mm 龈壁提升后，牙体、修复体各部分的等效应力峰值见图 4：

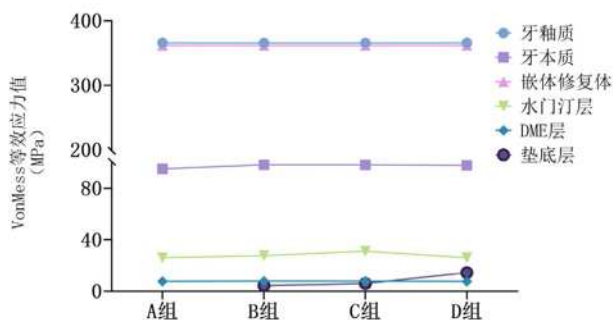


图 4 垂直加载下各部分等效应力峰值（单位：MPa）

(A 组：无垫底 B 组：流动树脂垫底 C 组：光固化 GI 垫底 D 组：

化学固化 GI 垫底)

实验结果显示，在垂直加载条件下，垫底的应用对牙本质和水门汀粘接层有不同程度的影响。垫底材料的存在使髓壁得到应力缓冲，增大了牙本质的等效应力，且随材料弹性模量的增加而减小；而水门汀粘接层的等效应力大小随弹性模量的增加而增加。髓壁垫底对龈壁提升后的水门汀层的应力分布产生较大的影响，当垫底材料弹性模量远远小于牙本质时，垫底层与水门汀接触的髓壁产生应力集中，在弹性模量接近牙本质的时候，垫底与不垫底等效应力分布差别不大。随着垫底材料弹性模量的增加，牙釉质、嵌体修复体及龈壁提升材料的等效应力峰值略有增加。经统计学分析，各组间修复体、剩余牙釉质、剩余牙本质、水门汀层以及龈壁提升差异无统计学意义。

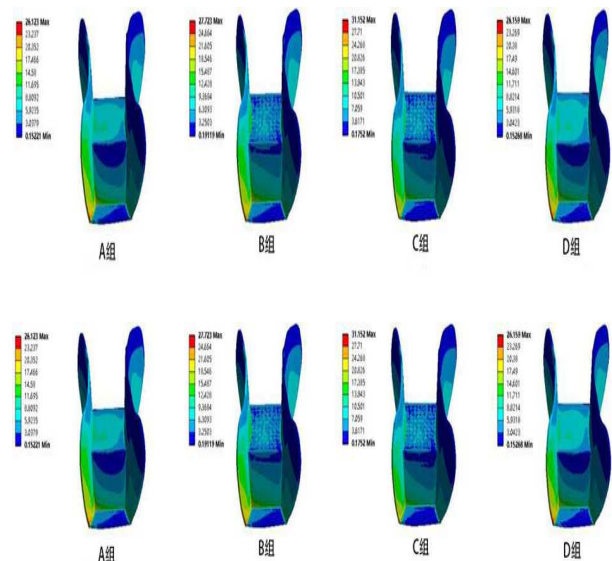


图 5 垂直加载下树脂水门汀等效应力分布云图

在侧向加载下，进行不同材料的髓壁垫底以及使用流动树脂进行 2mm 龈壁提升后，牙体、修复体各部分的等效应力峰值见图 6：

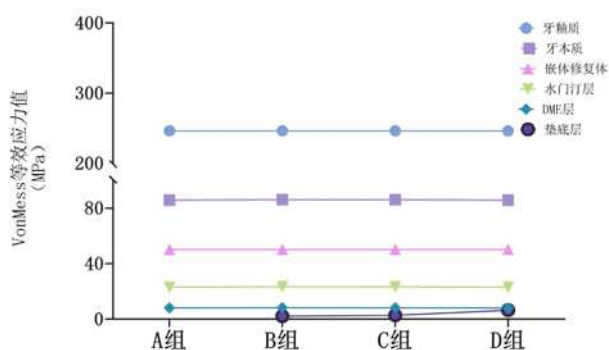


图6 侧向加载下各部分等效应力峰值 (单位: MPa)

(A组: 无垫底 B组: 流动树脂垫底 C组: 光固化 GI 垫底 D组: 化学固化 GI 垫底)

在侧向加载条件下, 随着垫底材料弹性模量的增加, 各部分的等效应力峰值略有增加。经统计学分析, 各组间修复体、剩余牙釉质、剩余牙本质、水门汀层以及龈壁提升差异无统计学意义。

3. 讨论

大面积牙体龋损的患牙常常伴随着龈下的牙体破坏, 而缺损边缘位于龈下, 甚至超过釉牙本质界的病例, 导致牙体预备、取模及嵌体粘接的难度大大增加, 是修复失败的主要原因。上世纪末 Dietschi^[19] 提出了一种解决龈下缺损修复的新方案, 称作龈壁提升术, 用特殊的成型片系统严密封闭龈下边缘, 在清理成型完成后, 使用树脂粘结系统即刻封闭牙本质, 再使用直接充填材料重建龈壁, 将邻面边缘提升到龈上, 最后进行常规的间接修复抑或是直接充填^[19, 20]。课题组通过三维有限元法分析活髓上颌第一前磨牙的近中-牙合面-远中 (MOD) 洞修复中采用不同高度龈壁提升术, 不会造成牙体组织不良的应力分布 (论文另文发表)。

大块树脂充填被视为 DME 的首选材料, 可分为低粘型、高粘型以及粘度可变量, 其中由于低黏型流动度高, 容易进入倒凹形成良好的封闭, 在临床上广泛使用^[21]。相较于玻璃离子, 流动性复合树脂更容易操作, 并且其较低的弹性模量可以减少收缩应力以及聚合过程中形成的缝隙^[22]。因此本实验使用 Beautiful Flow Plus F00 流动树脂进行龈壁提升。

需要龈壁提升术的病例往往伴随着殆面的严重缺损, 临床上龈壁提升可能和垫底同时进行。垫底材料能用来代替缺失的牙本质, 减小修复体的厚度及大小, 隔绝牙髓受到的刺激, 支持嵌体形成应力缓冲, 还能填平洞底, 修补倒凹,

对于根管治疗后高嵌体修复的后牙, 还能封闭根管口, 保护根部充填^[23]。目前对于垫底是否影响龈壁提升后牙体和修复体的抗力性能未见报道。

目前常用的垫底材料有玻璃离子水门汀和树脂类材料两大类。玻璃离子水门汀的生物相容性好, 与人体组织的热膨胀系数接近, 且其与牙本质粘接后可缓慢释放氟离子, 边缘封闭效果较好, 可以防止继发龋和边缘微渗漏的发生^[24], 但其美观及机械性能均不及复合树脂。复合树脂的粘接强度和机械强度高, 在临床应用广泛, 与膏体树脂相比, 流体树脂的流动性好, 可以流入较小的窝洞及倒凹, 但其机械性能不及膏体树脂。有研究表明^[11], 垫底材料的应用与否影响着充填和修复的成功率, 其原理主要是由于不同材料之间的弹性模量不同, 弹性模量的差异影响着应力的分布, 从而对修复产生不同程度的影响^[25]。

本实验中, 空白对照组未进行垫底处理, 而其余组均进行了 0.5mm 的垫底处理, 这可能会导致修复体厚度上的不同。根据本实验结果, 空白对照组修复体的等效应力峰值高于其余三组, 这表明垫底与否影响着修复的受力情况, 但其差异无统计学意义, 因此, 由于垫底造成的修复体厚度不同带来的差异可以忽略不计。

本实验选用了流动树脂、光固化玻璃离子和化学固化玻璃离子三种弹性模量依次增大的垫底材料, 其结果显示, 垫底材料的不同, 对剩余牙体组织的应力峰值没有显著影响, 但随着垫底材料弹性模量的增加, 垫底材料上的应力峰值逐渐上升。这一结果与姜又升等人^[26] 分析不同弹性模量的垫底材料对髓腔固位冠修复后上颌前磨牙各部分应力分布影响的研究结果相同。

张丹等^[27] 发现使用的垫底材料的弹性模量接近牙本质时, 嵌体修复后牙体应力分布显著改善。周岚^[28] 的研究表明采用与牙本质弹性模量越接近的垫底材料对活髓牙的应力影响越小。本实验的研究结果表明垫底材料的弹性模量接近牙本质时获得修复后与无垫底相似的应力分布。这可能与垫底厚度的不同有关。李智等人^[29] 的研究表明, 垫底材料的存在可以增加剩余牙体组织的抗折性, 随着垫底厚度的增加断裂载荷增加。高志银等人^[30] 分析了不同垫底厚度情况下瓷嵌体修复下颌第一磨牙的等效应力, 发现 1mm 垫底厚度时的应力分布情况较为理想。闫瑛^[31] 发现, 上颌第一前磨牙深度约 3mm 的 II 类洞, 垫底充填时 0.5mm 厚度对牙釉

质、牙本质的应力影响最小。本实验采用 0.5mm 的原因是选用了上颌第一前磨牙,为了保证垫底后的洞型和修复体大小和对照组一致,确定垫底厚度为 0.5mm。

牙体洞型大小和修复体的大小显著影响牙体组织的应力大小。本实验的设计思路是基于临床的思维方式,即保证修复体大小厚度不变的情况下用垫底和龈壁提升去弥补较深的窝洞。因此本实验发现髓壁垫底后牙本质的等效应力增大,其可能的原因是实验组垫底前的洞型比对照组大,垫底难以将牙本质应力减小到相同缺损大小的牙本质应力。闫瑛^[31]发现和无垫底的复合树脂充填的Ⅱ类洞相比,髓壁垫底减小了牙本质的应力,其原因可能是设计的实验组垫底前洞型大小和对照组相同,而垫底取代了部分充填体占用的空间,因此垫底改善了较深洞型的应力分布。因此闫瑛的实验结果和本实验结果看似不同,实际上相似。

本实验还发现,当垫底材料的弹性模量远低于牙本质时,树脂水门汀和垫底层在不同的加载方式下表现出的应力分布有较大的区别,在垂直加载下垫底层的应力集中更靠近髓室,然而应力大小显著小于高弹性模量材料,在侧向加载下,水门汀的髓壁表现为应力分布较小,垫底层的颊侧线角应力集中,然而应力大小显著小于高弹性模量材料。因此低弹性模量材料不会对活髓牙应力分布造成显著的不良影响。

本实验应用三维有限元分析为静态加载,不能完全模拟口内功能状况,在咀嚼过程中,咬合关系在不断变化,骀力大小及方向也随咀嚼运动而变化,修复体、牙齿及牙槽骨受力情况与本实验模拟情况可能存在差异,本实验仅提供部分参考,有待进一步完善。

4. 结论

对龈壁提升后活髓前磨牙进行垫底时,应选择与牙本质相近的材料,以获得更好的应力分布,更好的保护剩余牙体组织。

参考文献

[1] V. B. Naik, A. K. Jain, R. D. Rao, et al. Comparative evaluation of clinical performance of ceramic and resin inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta analysis[J]. J Conserv Dent, 2022, 25(4): 347-355.

[2] J. Manhart, H. Chen, G. Hamm, et al. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent

dentition[J]. Oper Dent, 2004, 29(5): 481-508.

[3] J. Abduo, R. J. Sambrook. Longevity of ceramic onlays: A systematic review[J]. J Esthet Restor Dent, 2018, 30(3): 193-215.

[4] M. B. Blatz, M. Vonderheide, J. Conejo. The Effect of Resin Bonding on Long-Term Success of High-Strength Ceramics[J]. J Dent Res, 2018, 97(2): 132-139.

[5] J. Assaf, L. Hardan, C. Kassis, et al. Influence of Resin Cement Thickness and Elastic Modulus on the Stress Distribution of Zirconium Dioxide Inlay-Bridge: 3D Finite Element Analysis[J]. Polymers (Basel), 2021, 13(22).

[6] 我国人牙的测量和统计 [J], 1959(03): 13-19.

[7] Y. C. Chen, C. L. Lin, C. H. Hou. Investigating inlay designs of class II cavity with deep margin elevation using finite element method[J]. BMC Oral Health, 2021, 21(1): 264.

[8] 蔚一博. 全瓷嵌体修复 MOD 窝洞的三维有限元研究 [D]. 第二军医大学, 2009.

[9] 孟焕新. 牙周病学 [M]. 牙周病学, 2008.

[10] 刘宇飞, 易建国. 口腔修复学 [M]. 口腔修复学, 2012.

[11] 张丹, 白保晶, 张振庭. 垫底厚度对全瓷嵌体修复应力分布影响的三维有限元分析 [J], 2015, 23(02): 105-108.

[12] 张红. 根管治疗后的牙齿仿生修复设计与试验研究 [D]. 吉林大学, 2019.

[13] 戴诗琪, 陈晨, 谢海峰. 树脂基粘固材料弹性模量对其粘固铅瓷粘接强度的影响 [J], 2022, 38(03): 305-309.

[14] 陈婧娉, 吴补领, 邵龙泉, 等. 水门汀垫底的近中-嵌体三维有限元模型的建立 [J], 2010, 26(02): 67-69.

[15] D. N. Fenner, P. B. Robinson, P. M. Cheung. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration[J]. Med Eng Phys, 1998, 20(4): 269-275.

[16] M. H. Ho, S. Y. Lee, H. H. Chen, et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin[J]. J Prosthet Dent, 1994, 72(4): 367-372.

[17] H. S. Yang, L. A. Lang, A. D. Guckes, et al. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials[J]. J Prosthet Dent, 2001, 86(1): 74-80.

[18] C. L. Lin, Y. H. Chang, C. Y. Chang, et al. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the

ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar[J].*Eur J Oral Sci*,2010,118(1):87-93.

[19] D. Dietschi,R. Spreafico.Current clinical concepts for adhesive cementation of tooth-colored posterior restorations[J].*Pract Periodontics Aesthet Dent*,1998,10(1):47-54; quiz 56.

[20] A. M. Kielbassa,F. Philipp.Restoring proximal cavities of molars using the proximal box elevation technique: Systematic review and report of a case[J].*Quintessence Int*,2015,46(9):751-764.

[21] 孟秀萍,侯建华,李怡然,等.龈壁提升术材料选择及边缘设计的研究进展[J],2021,48(03):280-286.

[22] A. Baldi, A. Scattina, G. Ferrero,et al .Highly-filled flowable composite in deep margin elevation: FEA study obtained from a microCT real model[J].*Dent Mater*,2022,38(4):e94-e107.

[23] S. Saridag, T. Sari, A. G. Ozyesil,et al .Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with ceramic inlays and different base materials[J].*Dent Mater J*,2015,34(2):175-180.

[24] R. N. van Duinen, S. Shahid, R. Hill,et al .In-vitro Study on Temperature Changes in the Pulp Chamber Due to Thermo-Cure Glass Ionomer Cements[J].*Acta Stomatol Croat*,2016,50(4):287-291.

[25] J. W. Farah, J. M. Powers, J. B. Dennison,et al .Effects of cement bases on the stresses and deflections in composite restorations[J].*J Dent Res*,1976,55(1):115-120.

[26] 姜又升,冯琳,高学军.垫底材料弹性模量对髓腔固位冠修复后上颌前磨牙应力分布的影响[J],2021,53(04):764-769.

[27] 张丹,白保晶,张振庭.不同垫底材料对全瓷嵌体修复应力分布影响的三维有限元研究[J],2011,19(02):82-84.

[28] 周岚,杨锦波,刘丹,等. I类洞树脂充填中不同调和比例基底材料的三维有限元应力分析[J],2008(03):334-337.

[29] 李智,徐永祥,包旭东,等.垫底树脂和固位深度对树脂基纳米陶瓷髓腔固位冠修复磨牙抗折性能的影响[J],2022,54(01):95-99.

[30] 高志银,魏振辉,孙贺婷,等.二矽酸锂陶瓷高嵌体修复不同垫底厚度的下颌第一磨牙等效应力分析[J],2019,12(11):671-676.

[31] 闫瑛.垫底材料和修复方式对牙齿应力分布影响的三维有限元分析[D].华北理工大学,2018.

基金项目:河北省自然科学基金资助项目(H2020209156)

作者简介:马铭爽(1995-),女,河北省沧州市人,医师,在读硕士研究生,主要从事口腔内科学方面研究。

通讯作者:彭伟,教授,硕士研究生导师。