

文章编号:1004-7220(2010)04-0296-06

不同厚度垫底材料对龋齿充填后应力分布的影响

刘展^{1,2}, 钱英莉³, 刘丹⁴, 杨锦波⁴, 樊瑜波^{5,1}, 蒋文涛¹

(1. 四川大学生物力学工程实验室, 成都 610065; 2. 成都理工大学地质灾害防治与地质环境保护国家重点实验室, 成都 610059;
3. 中航工业成都飞机设计研究所强度室, 成都 610041; 4. 四川大学口腔疾病研究国家重点实验室, 成都 610041;
5. 北京航空航天大学生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100083)

摘要: 目的 采用有限元方法对比分析不同厚度垫底材料对充填后牙体应力分布的影响。方法 选用正常形态下颌第1磨牙, 基于 Micro CT 扫描建立 I 类洞充填的三维有限元模型, 选择 Vitrebond 和 Dycal 作为垫底材料, 分别考虑 4 种不同的厚度(0.5、1.0、1.5 和 2.0 mm), 施加 250 N 的咬合力, 对各模型中牙体、充填体和垫底材料的最大/最小主应力进行比较。结果 Dycal 垫底, 厚度为 2.0 mm, 牙体的最大主应力峰值超过其抗拉强度, 垫底材料的最大/最小主应力峰值分别超过其抗拉和抗压强度; 垫底厚度为 1.5 mm 和 2.0 mm, 充填体的最大主应力峰值接近其抗拉强度的 90%。Vitrebond 垫底时, 各材料的最大主应力峰值也都在 1.5 mm 或 2.0 mm 时达到极值。结论 从防止充填后牙体折裂的角度, 建议临床上采用较薄的垫底层厚度, 取 0.5~1.0 mm。

关键词: 充填体; 垫底层; 材料属性; 有限元分析

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Effects of cement base with different thickness on stress distributions of restored tooth

LIU Zhan^{1,2}, QIAN Ying-Li³, LIU Dan⁴, YANG Jin-Bo⁴, FAN Yu-Bo^{5,1}, JIANG Wen-Tao¹ (1. Laboratory of Biomechanical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. State Key Laboratory of Geohazard Prevention and Geoenvironment Protection, Chengdu University of Technology, Chengdu 610059, China; 3. Strength Room, AVIC Chengdu Aircraft Design & Research Institute, Chengdu 610041, China; 4. State Key Laboratory of Oral Diseases, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 5. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, Beihang University, Beijing 100083, China)

Abstract: **Objective** To study the effects of cement base with different thickness on the stress distributions of restored tooth by finite element method. **Method** A three-dimensional finite element model of a restored first mandibular molar with class 1 cavity was developed based on Micro CT. The thicknesses of cement base with light-cured glass ionomer (Vitrebond) and self-cured calcium hydroxide (Dycal) were chosen as 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm and 2.0 mm, respectively. Occlusal load of 250N was applied to compare the peak maximum and minimum principal stresses of the tooth, restoration and cement base in each model. **Results** With Dycal of 2mm, the peak maximum principal stress of the tooth was higher than its tensile strengths, and the peak maximum/minimum principal stress of the cement base was both higher than its tensile and compressive strength. Moreover, the peak maximum principal stress of the restoration was about 90% closer to its tensile strength with Dycal of 1.5

收稿日期:2010-05-20; 修回日期:2010-06-22

基金项目:国家自然科学基金资助项目(10925208)。

作者简介:刘展(1978-),男,副教授,博士研究生,研究方向:口腔生物力学,肌骨系统生物力学,康复工程。

通讯作者:蒋文涛,教授, E-mail: scubme@yahoo.com.cn。

mm and 2 mm. With Vitrebond, it also showed that the peak maximum principal stress of the tooth, restoration and cement base appeared in the models with cement base of 1.5 mm and 2.0 mm. **Conclusions** To prevent the failure in restored tooth, it is advised to use thinner cement base, and the thickness of cement base should be considered from 0.5 mm to 1.0 mm in clinic.

Key words : Restoration; Cement base; Materials properties; Finite element analysis

龋病是危害人类口腔健康的主要疾病。据最新调查,我国患龋率高达 50% 以上。龋病特别是深龋,如不及时治疗,会引起牙髓炎、根尖周炎、蜂窝织炎、颌骨骨髓炎等,给口腔甚至全身健康带来严重的危害。充填治疗是目前治疗龋病的主要手段。对深龋实施充填治疗时,备洞后洞底常靠近髓腔,垫底材料介于充填体和窝洞底之间,可以隔绝外界对牙髓的机械、化学、温度等刺激,更好地保护牙髓。

之前在选择垫底材料时,主要考虑其生物学功能^[14]。然而,充填术后出现的一些问题与垫底材料力学特性的关联更为密切。如深窝洞充填术后出现牙髓过敏症状,与垫底材料在功能状态下发生折裂而不能隔绝外界刺激有关;深窝洞充填术后牙体折裂既与剩余健康牙体组织较少有关,也与基底材料和充填材料的力学性能不一致而导致的应力集中密不可分。随着垫底材料的应用日益广泛,越来越多的研究集中在其生物力学特性上。Asmussen 等^[5]通过对比分析认为,采用弹性模量较大的充填材料可以减小剩余牙体和充填体的应力。de Vree 等^[6]分析了不同的洞形设计对牙体应力分布的影响。Winkler 等^[7]则对不同的充填方法进行了对比研究。也有学者研究了充填后树脂收缩引起的剩余牙体的应力分布和变形^[8,9]。

除了垫底材料的力学属性、洞形、充填方法外,垫底材料的厚度也是重要的影响因素。Hormati 等^[10]的研究发现随着垫底材料厚度的增加,银汞合金(充填材料)的断裂应力将减小。可见,垫底材料的厚度对充填体的强度有明显的影响。然而,目前临床上更多的采用复合树脂作为充填材料,其内部应力分布随垫底材料厚度的变化规律,由于缺乏相关研究而无从得知。另外,垫底材料的厚度与垫底层本身和剩余牙体的应力分布的对应关系也是应该考虑的,而这方面的研究也未见报道。本文选取正常形态下颌第 1 磨牙,基于 Micro CT 扫描图象数据建立实体模型,进一步建立起复合树脂充填 I 类洞

的三维有限元模型,施加生理性咬合力,对比分析不同厚度的垫底材料对剩余牙体、充填体和垫底层应力分布的影响,从而对龋齿充填治疗中垫底材料厚度的选择提供一定的指导。

1 材料与方法

1.1 有限元模型的建立

选用磨耗少、牙冠解剖外形较完整的离体下颌第 1 恒磨牙,其牙冠的长、宽、高接近正常值,X 线片显示髓室高度正常。从最高牙尖处至釉牙骨质界根方约 2 mm 进行 Micro CT (μ CT80, Scanco Medical AG, Bassersdorf, 瑞士)断层扫描,层间距为 20 μ m。参照螺旋 CT 的建模^[11],将 Micro CT 扫描得到的 Dicom 文件导入 MIMICS 10.0 (Materialise, Leuven, 比利时)。根据以往的研究^[12],当研究对象是牙体时,模型应区分牙釉质、牙本质和牙髓。在 MIMICS 中根据灰度值的差异区分出牙齿的牙釉质、牙本质、牙髓腔等结构,分别进行三维重建(见图 1)。按照四川大学华西口腔医院牙体牙髓科临床医生的设计,利用 MIMICS 的假体设计功能,在殆面中央创建一个洞深 4 mm 的 I 类洞(见图 2),并将其充填。

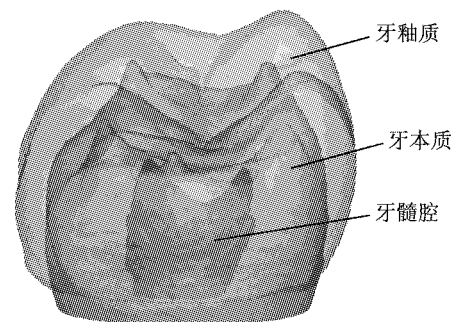


图 1 下颌第 1 恒磨牙的三维实体模型
Fig. 1 The 3D model of the first mandibular molar

将得到的模型导入 ABAQUS 6.5 (ABAQUS. Inc, 美国)中,充填区域分为充填体和垫底层两部分,其厚度分别以 c 和 d 表示(见图 3), $c + d = 4$

mm。综合考虑临床上常用的垫底层厚度和该模型的洞深,将垫底层厚度分别设为0.5,1.0,1.5和2.0 mm,则充填体的相应厚度分别为3.5,3.0,2.5,2.0 mm。临床上,牙体、充填体、垫底层都是黏接在一起的,故在 ABAQUS 中将它们考虑为两两绑定约束,不发生分离和滑动。采用四面体单元进行网格划分,4个模型的单元数为164 114~170 460。

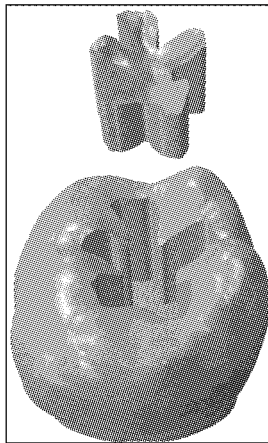


图2 含 I 类洞的牙齿和充填体的模型

Fig. 2 The models of the tooth with class I cavity and the restoration

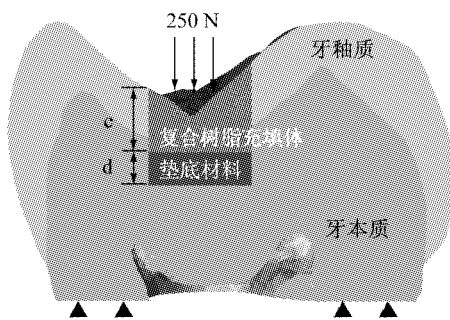


图3 充填体和垫底层剖面图,及载荷、边界条件示意图

Fig. 3 The profile of restoration and cement base, and load and boundary conditions

1.2 充填材料和垫底材料的选择

复合树脂因其色泽美观、操作方便、选择灵活性大、理化性能好等优点,已成为临床上广泛应用的充填材料。本研究中充填材料采用临床上常用的复合树脂 Z100(3M ESPE,美国)^[8]。

玻璃离子能附着于牙釉质和牙本质上,起到很好的密封效果,且有释放氟离子的作用,生物相容性

良好^[2],长期以来被用于垫底材料。近年来,氢氧化钙被越来越多的用于垫底材料^[3-4],他具有很好的抗菌效果能保护牙髓,且能促进修复性牙本质的生成。因此,本研究选用临床上常用的光固化玻璃离子 Vitrebond(3M ESPE, 美国)和化学固化氢氧化钙 Dycal(Dentsply, 美国)作为垫底材料,采用理想的粉液比 1:1,其材料属性采用本实验室的实测值^[13]。

牙釉质和牙本质的材料参数采用相关文献的参考数值^[12]。模型中各种材料均考虑为各向同性的线弹性体,弹性模量和泊松比详见表 1。

表 1 材料属性

Tab. 1 Material properties

材料	弹性模量/MPa	泊松比
牙本质	18 600	0.31
牙釉质	84 100	0.30
复合树脂	20 000	0.24
Vitrebond	3 658	0.36
Dycal	308	0.23

1.3 载荷与边界条件的施加

本研究以咬合力为载荷工况。载荷施加在咬合区域,即牙齿殆面中央窝处,如图 3 所示。参照成人下颌第 1 恒磨牙承受的生理性殆力^[14],施加载荷的合力为 250 N。牙齿固定于牙槽骨内,以远中釉牙骨质界(牙颈部)为标准高度平面,模型的边界条件为牙颈部下表面固定约束(见图 3)。

2 结果

由于牙体(牙釉质和牙本质)、复合树脂的抗压强度远大于抗拉强度,2种垫底材料也呈现出抗压强度大于抗拉强度的规律。本研究以牙体、复合树脂和垫底材料的最大和最小主应力为分析指标,共包含 8 个模型。各图表中,Vitrebond 和 Dycal 分别表示 2 种材料垫底的情况, $d=0.5/1.0/1.5/2.0$ 分别表示垫底层厚度为 0.5,1.0,1.5,2.0 mm。

垫底材料为 Vitrebond,当垫底层厚度为 0.5 mm ($d=0.5$)时,牙体的最大/最小主应力峰值出现在咬合区域附近的牙体内部;而其他厚度时,其峰值应力都出现在洞壁(即与充填材料、垫底材料交界

处)。随着垫底层厚度的增加,牙体的最大主应力逐渐增大;而最小主应力则是在 $d = 1.5$ mm 时达到最大(见表 2)。充填体的最大/最小主应力的峰值都出现在与垫底材料交界处。随着垫底层厚度的增加,其值都呈现出先增大后减小的趋势,不同的是最大/最小主应力分别在垫底层厚度为 1.5 mm 和 1.0 mm 时达到最大(见表 3)。当垫底层厚度为 0.5 mm 和 1.0 mm 时,垫底材料的最大主应力的峰值分别出现在与牙本质交界处和垫底材料内部,而最小主应力的峰值都出现在与充填体交界处;其他厚度情况下,垫底材料的高应力区也都出现在与充填体交界处。随着垫底层厚度的增加,其最大主应力峰值呈现出先增大后减小的趋势,在 $d = 1.5$ mm 时达到最大,为 6.80 MPa(见图 4);而最小主应力峰值则是逐渐增大,在 $d = 2.0$ mm 时达到 -20.83 MPa(见图 5)。

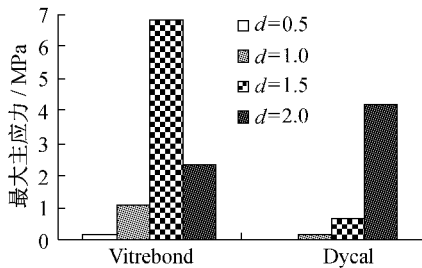


图 4 各模型中垫底材料的最大主应力峰值(单位:MPa)
 Fig.4 The peak maximum principal stresses of the cement base in the models (MPa)

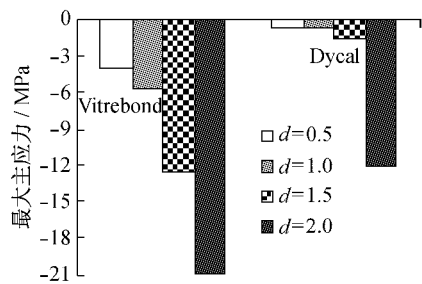


图 5 各模型中垫底材料的最小主应力峰值(单位:MPa)
 Fig.5 The peak minimum principal stresses of the cement base in the models (MPa)

垫底材料为 Dycal,当垫底层厚度为 0.5 mm 和 2.0 mm 时,牙体的最小主应力峰值出现在咬合区域附近的牙体内部;其他情况下,牙体的高应力区都出现在洞壁。如同 Vitrebond 垫底时一样,充填体的高

应力区都出现在与垫底材料交界处。牙体和充填体的主应力峰值随垫底层厚度的变化规律与 Vitrebond 垫底时相同,但 Dycal 垫底时的应力值较高(见表 2 和 3)。垫底材料的高应力区也与 Vitrebond 垫底时相似,不同之处为: $d = 1.5$ mm 时的最大主应力峰值和 $d = 2.0$ mm 时的最大/最小主应力峰值都出现在垫底材料内部。随着厚度的增加,垫底层的最大/最小主应力峰值都呈现出逐渐增大的趋势, $d = 2.0$ mm 时分别达到 4.16 MPa 和 -12.04 MPa。

表 2 各模型中牙体的最大主应力和最小主应力峰值
 Tab.2 The peak maximum and minimum principal stresses of the tooth in the models

	Vitrebond		Dycal	
	最大主应力/ MPa	最小主应力/ MPa	最大主应力/ MPa	最小主应力/ MPa
0.5	16.05	-16.89	16.15	-21.11
1.0	17.03	-16.48	19.63	-21.80
1.5	21.99	-50.07	28.92	-114.48
2.0	36.47	-26.12	63.09	-95.68

表 3 各模型中复合树脂的最大主应力和最小主应力峰值
 Tab.3 The peak maximum and minimum principal stresses of the resin composite in the models

	Vitrebond		Dycal	
	最大主应力/ MPa	最小主应力/ MPa	最大主应力/ MPa	最小主应力/ MPa
0.5	7.34	-35.59	9.47	-34.17
1.0	12.10	-36.62	19.48	-33.20
1.5	29.61	-28.77	48.47	-33.76
2.0	25.94	-12.96	47.99	-19.97

3 讨论

由结果可见,垫底层厚度对牙体、充填体和垫底材料的应力分布存在较大的影响。随着垫底层厚度的增加,主应力峰值呈现出逐渐增大或先增大再减小的趋势,且大多出现在不同材料交界处,这也是临床上容易破坏的区域。

采用 2 种垫底材料,牙体和充填体的主应力随垫底层厚度的变化规律一致,只是 Dycal 垫底时对应的应力值较高。牙体组织的抗压强度较大,但抗

拉强度小得多。2种垫底材料和各种垫底层厚度情况下,牙体的最小主应力峰值都远小于其抗压强度;牙体的最大主应力峰值都在垫底层厚度为2.0 mm时达到极值,特别是Dycal垫底时,其值达到63.09 MPa(见表2),超过牙本质的抗拉强度51.7 MPa。另外,Vitrebond垫底时,牙体的最大主应力峰值(36.47 MPa)也达到牙本质的抗拉强度的70%,较大的咬合力加上长期的咬合作用也可能会导致牙体组织的损伤。

临床上,复合树脂的材料特性接近牙本质可以取得较好的充填效果,特别是树脂的弹性模量对修复的成功起关键作用^[9]。故本研究选用华西口腔医院常用的复合树脂Z100,其弹性模量和抗拉/抗压强度都和牙本质很接近。充填体的最大主应力峰值在 $d=1.5$ mm时达到极值, $d=2.0$ mm时其值也较大(见表3)。虽然充填体的最大主应力峰值都小于复合树脂的抗拉强度(54.5 MPa),但Dycal垫底, $d=1.5$ 和2.0 mm时,其值分别为48.47和47.99 MPa,接近复合树脂的抗拉强度,稍大的咬合力或其他一些不利因素(如食物的刚度、形状,咬合部位等)很可能造成充填体的破坏。

垫底材料的主应力峰值则呈现出Vitrebond > Dycal。Vitrebond垫底时,其最大/最小主应力的峰值都在抗拉/抗压强度的40%以下,不会造成其破坏。考虑到 $d=1.5$ mm时,其最大主应力峰值分别是 $d=1.0$ mm和2.0 mm时的6倍和3倍(见图4),临床上应该尽量避免采用较厚的Vitrebond垫底。另一方面,Dycal的抗拉/抗压强度都远小于Vitrebond,当厚度从1.5 mm增加到2.0 mm时,垫底材料的峰值应力急剧增加,分别达到4.16 MPa和-12.04 MPa(见图4、5),超过了Dycal的抗拉强度(2.3 MPa)和抗压强度(7.58 MPa),将导致其折裂而引起术后过敏症状。

相关研究发现垫底材料对充填后牙体应力分布的影响主要取决于其弹性模量^[15],弹性模量越接近充填体,产生的峰值应力越小,应力分布也越合理^[16]。本研究选用的垫底材料中Vitrebond的弹性模量更接近于充填体,这一点正好解释了Vitrebond垫底时牙体、充填体和垫底材料的应力分布优于Dycal垫底。

4 结论

本研究选取正常形态的下颌第1磨牙,建立I类洞充填的有限元模型,对比分析垫底材料的厚度对牙体、充填体和垫底层应力分布的影响。结果表明,较厚的Dycal垫底(1.5 mm或2.0 mm)会导致牙体、充填体和垫底层的主应力过大,从而造成充填失败。Vitrebond垫底时,虽然各材料的最大/最小主应力峰值都小于其抗拉/抗压强度,但其最大主应力峰值都在1.5 mm或2.0 mm时达到极值。鉴于各材料的抗拉强度相对较小,较大的咬合力加上长期的咬合作用也可能会导致充填体或垫底材料的折裂,甚至牙体组织的损伤;因此,建议临床上采用较薄的垫底层厚度,取0.5~1.0 mm。

参考文献:

- [1] Fleming GJP, Farooq AA, Barralet JE. Influence of powder/liquid mixing ratio on the performance of restorative glass-ionomer dental cement [J]. *Biomaterials*, 2003, 24(23): 4173-4179.
- [2] Valera MC, Leonardo MR, Consolaro A, *et al.* Biological compatibility of some types of endodontic calcium hydroxide and glass ionomer cements [J]. *J Appl Oral Sci*, 2004, 12(4): 294-300.
- [3] Prosser HJ, Groffman DM, Wilson AD. The effect of composition on the erosion properties of calcium hydroxide cements [J]. *J Dent Res*, 1982, 61(12): 1431-1435.
- [4] Naaman A, Kaloustian H, Ounsi HF, *et al.* A scanning electron microscopic evaluation of root canal wall cleanliness after calcium hydroxide removal using three irrigation regimens [J]. *J Contemp Dent Pract*, 2007, 8(1): 11-18.
- [5] Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusive loading [J]. *Dent Mater*, 2008, 24(5): 600-605.
- [6] de Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. The influence of modification of cavity design on distribution of stresses in a restored molar [J]. *J Dent Res*, 1984, 63(10): 1217-1220.
- [7] Winkler MM, Katonal TR, Paydarl NH. Finite element stress analysis of three filling techniques for Class V light-cured composite restorations [J]. *J Dent Res*, 1996, 75(7): 1477-1483.
- [8] Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, *et al.* Residual

- shrinkage stress distributions in molars after composite restoration [J]. *Dent Mater*, 2004, 20(6): 554-564.
- [9] Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, *et al.* 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites [J]. *J Biomech*, 2001, 34(10): 1269-1277.
- [10] Hormati AA, Fuller JL. The fracture strength of amalgam overlying base materials [J]. *J Prosthet Dent*, 1980, 43(1): 52-57.
- [11] 刘展,樊瑜波,钱英莉. Biomechanical modeling of the temporomandibular joint within dentate mandible [J]. *医用生物力学*, 2006, 21(SP): 16-17.
- [12] 刘展,钱英莉,樊瑜波. 牙釉质和牙髓不同材料属性对牙周组织应力分布的影响[J]. *四川大学学报(工程科学版)*, 已录用
- [13] Liu Z, Qian YL, Liu D, *et al.* Stress analysis of first permanent mandibular molar with class 1 restorations of different cement bases by occlusive load: A finite element analysis [J]. *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng. Int J Numer Meth Biomed Engng.* In Press. DOI: 10.1002/cnm.1395
- [14] 牟雁东,樊瑜波,刘展. 基牙数目对游离端附着体义齿支持组织应力分布的影响[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(2): 141-145.
- [15] Farah JW, Hood JW, Graig RG, *et al.* Effects of cement bases on the stresses in amalgam restorations [J]. *J Dent Res*, 1975, 54(1): 10-15.
- [16] 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]. *华西口腔医学杂志*, 2008, 26(3): 334-337.

• 致读者 •

关于缩略语使用的要求

摘要及正文中首次出现缩略语时应先写出其中文全称,再在括号内注明其英文全称及缩略语,二者之间以逗号隔开。缩略语的使用需规范、准确、避免出现缩略语相同的词语。公知公用的缩略语可不写出其全称,如“DNA”。缩略语不得拆开移行。

本刊编辑部
2010-08-25