

# 不同负载下多种嵌体材料修复磨牙 OD 洞的有限元分析

陆晓丰<sup>1</sup>, 吴凤鸣<sup>2</sup>, 朱凯旋<sup>3</sup>

(<sup>1</sup>南京医科大学附属无锡市精神卫生中心口腔科, 江苏 无锡 214000; <sup>2</sup>南京医科大学附属口腔医院口腔修复科, 江苏 南京 210029; <sup>3</sup>无锡市机床股份有限公司, 江苏 无锡 214000)

**[摘要]** 目的:研究不同负载条件下,不同的嵌体材料修复磨牙远中殆面(occlusal distal, OD)洞的应力数值及分布情况。方法:将右上颌第一恒磨牙的数字模型制作成嵌体修复 OD 洞的模型,定义模型各部分的力学属性,分别加载负荷 200、700 N,分析应力数值及其分布情况。结果:同一负载下,高弹性模量嵌体材料及其修复后的牙体应力峰值比低弹性模量嵌体材料高。结论:在相同负载条件下,6 种嵌体材料修复磨牙 OD 洞所表现的应力数值及其分布近似;在不同负载下,同一嵌体材料所表现的应力分布相似。

**[关键词]** 有限元;应力;嵌体

**[中图分类号]** R783.1

**[文献标志码]** B

**[文章编号]** 1007-4368(2014)03-378-04

**doi:** 10.7655/NYDXBNS20140324

嵌体修复牙体组织缺损已成为牙体修复的趋势,而嵌体应用中最主要的问题是嵌体和牙体的折裂问题。本实验模拟不同殆力下不同嵌体材料修复磨牙远中殆面(occlusal distal, OD)洞的应力情况,从生物力学角度指导嵌体材料的选择。

## 1 材料和方法

### 1.1 材料

右上颌第一恒磨牙有限元模型<sup>[1]</sup>。所用台式电脑(CPU:Core i5-2300,内存:DDR3 1333MHZ 2G×2,显卡:Nvidia GeForce GTX 460)。所用实验软件为 ANSYS 12.0 (Ansys 公司,美国),UG NX 7.0 (Siemens PLM software 公司,德国)。

### 1.2 方法

#### 1.2.1 实验模型

将右上颌第一恒磨牙的实体模型在 UG NX 7.0 中打开,在 X 轴(近远中向)与 Y 轴(颊舌向)相交成的 XY 平面的殆面上方建立一个平行平面,在该新建平面上通过直视与 CAD 制图相结合的方法,画出修复 OD 洞形的嵌体外形线的 Z 轴垂直面观,包括轴髓线角在此平面的投影(图 1),具体参数如下:鸠尾峡部为颊舌牙尖相对距离的 1/4,为 1.5 mm,轴髓线角长为 2.5 mm 且距离远中邻面颈部釉牙骨质界冠方 1 mm 处的 YZ 平面为 1.5 mm,鸠尾狭窄部距轴髓线角距离(D)为 1.0 mm,鸠尾宽度(W)为 3.5 mm。以轴髓线角为界,把嵌体外形轮廓线分为两部分:轴

髓线角远中的鸠尾部分和轴髓线角近中的殆面部分。测量殆面部分投影至牙体殆面的距离(A)及远中邻面颈部牙釉质和牙本质交界处冠方 1 mm 处至新建平面的距离(B),将嵌体外形轮廓线的殆面部分向殆面垂直拉伸,距离为 A+2.0 mm(2.0 mm 即为全瓷嵌体的厚度),剪切;将嵌体外形轮廓线的鸠尾部分向殆面垂直拉伸,距离为 B,剪切,形成了嵌体修复 OD 洞形的牙齿预备体。挖除的牙体部分即为嵌体,可由完整牙体与预备体布尔运算得到(图 2)。

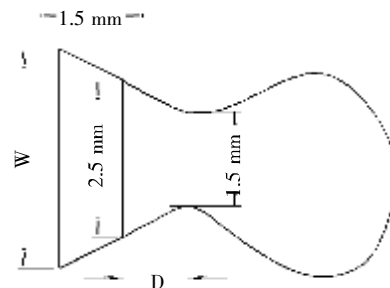


图 1 嵌体外形

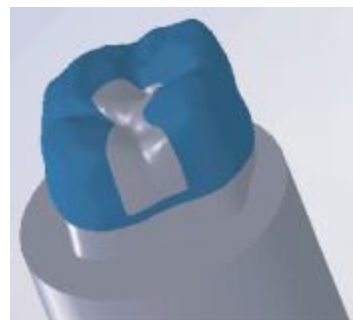


图 2 嵌体修复牙体 OD 洞的模型

### 1.2.2 材料属性

牙体各组成力学属性见参考文献[1],6种嵌体材料的力学属性见表1<sup>[2-3]</sup>。

表1 6种嵌体材料的力学属性

材料	弹性模量(MPa)	泊松比
复合树脂(M1)	13 000	0.28
金钯合金(M2)	89 500	0.33
钴铬合金(M3)	202 000	0.30
IPS Empress II(M4)	96 000	0.22
In-Ceram Zirconia(M5)	205 000	0.31
In-Ceram Alumina(M6)	251 000	0.22

### 1.2.3 边界条件及载荷

将完成的实体模型在 ANSYS12.0 软件中打开,根据各材料的属性进行材料属性定义和网格划分,均假设为连续均质和各向同性的线弹性材料,各解剖结构之间为固定接触,周围牙槽骨为刚性边界<sup>[2-3]</sup>。静态、均匀、垂直殆面加载,负荷分别为 200、700 N。单元类型为 solid186,牙釉质、牙本质、嵌体的单元边长为 0.15 mm,牙髓、牙周膜、牙槽骨的单元边长为 0.3 mm。本实验中忽略粘结层<sup>[4]</sup>。

### 1.2.4 主要应力分析指标

最大主应力( $\sigma_1$ ):反映材料内部一点不同方向中的最大拉应力,最大峰值记为  $\sigma_{1max}$ ,根据第一强度理论:材料无论在何种应力状态下,引起其脆性断裂的主要原因是最大拉应力。

Von Mises 应力( $\sigma_{mises}$ ):又称等效应力,反映了材料内部一点不同方向的综合受力情况,最大峰值记为  $\text{Von Mises}_{max}$ 。

## 2 结果

不同负载下各组牙体内部和嵌体内部的应力数值及其分布见表2、3、图3。同一负载下,高弹性模量嵌体材料应力峰值比低弹性模量嵌体材料的应力峰值高6%;从应力分布图来看,牙体、嵌体的应力集中区域主要是龈壁、轴髓线角、颊舌壁等部位。

表2 200 N 负载下不同材料的嵌体修复牙体的应力数值 (MPa)

材料	牙体		嵌体	
	Von Mises <sub>max</sub>	$\sigma_{1max}$	Von Mises <sub>max</sub>	$\sigma_{1max}$
M1	17.174	3.439	7.675	2.173
M2	17.349	3.470	7.988	2.260
M3	17.882	3.580	8.097	2.290
M4	17.971	3.598	7.703	2.163
M5	18.059	3.615	8.160	2.308
M6	18.148	3.634	7.763	2.165

表3 700 N 负载下不同材料的嵌体修复牙体的应力数值 (MPa)

材料	牙体		嵌体	
	Von Mises <sub>max</sub>	$\sigma_{1max}$	Von Mises <sub>max</sub>	$\sigma_{1max}$
M1	60.108	12.035	25.976	7.182
M2	60.418	12.097	26.602	7.355
M3	62.587	12.531	27.306	7.549
M4	62.897	12.593	27.228	7.528
M5	63.207	12.655	27.384	7.571
M6	63.517	12.717	27.541	7.614

## 3 讨论

目前临床上常用的嵌体修复材料包括复合树脂、合金、全瓷。嵌体折裂,继发龋和边缘密合度是导致嵌体修复失败的主要原因<sup>[5]</sup>。有学者研究认为,导致全瓷嵌体和牙体折裂的原因是多方面的,但是在较大咬合力时牙体和嵌体应力过度集中是导致折裂的重要原因<sup>[6]</sup>。

Lin 等<sup>[4]</sup>对 MODL 嵌体修复上颌前磨牙进行多因素分析的三维有限元研究后发现,洞形设计是影响预留牙体组织和粘结剂应力值的主要因素,而粘结剂厚度对修复学的力学性能影响很轻微,仅占 0.83%。按照有限元分析法的简化模型结构的假说,本研究中忽略粘结剂层是可以接受的。通过殆力计对正常健康人殆力测定得知,殆力平均值为 22.4~68.3 kg,本研究采用其边界值 200 N 和 700 N 来研究不同负载下嵌体和牙体的应力情况。有学者认为模拟大部分咀嚼情况用静态加载分析还是合适的<sup>[7]</sup>。后牙的功能包括捣碎与研磨食物,捣碎食物时殆面主要承受垂直载荷,研磨食物时殆面主要承受侧向载荷<sup>[8]</sup>,本研究选择垂直加载模拟研究捣碎食物牙体的应力分布情况。当然,殆运循环是个复杂的过程,如何准确模拟负荷的加载角度和加载方式,从而得到更为精准的研究结果,是值得进一步研究的。

Ausiello 等<sup>[9]</sup>的研究认为,高弹性模量嵌体不能重新分布应力到窝洞,而低弹性模量的嵌体可以将更多的应力传递到牙体组织。但是 Shor<sup>[10]</sup>和 Habekost<sup>[11]</sup>等的实验显示具有高弹性模量的瓷嵌体和低弹性模量的树脂嵌体在抵抗折裂的性能上两者并无差异。本研究结果表明,弹性模量的高低虽然对牙体以及嵌体的应力数值有影响,但是不明显,整体上并无太大的差异性,弹性模量和牙体、嵌体内部的应力值并不呈线性关联。结果提示,在同一负载条件下,不同嵌体材料修复牙体后在牙体和嵌体内部表

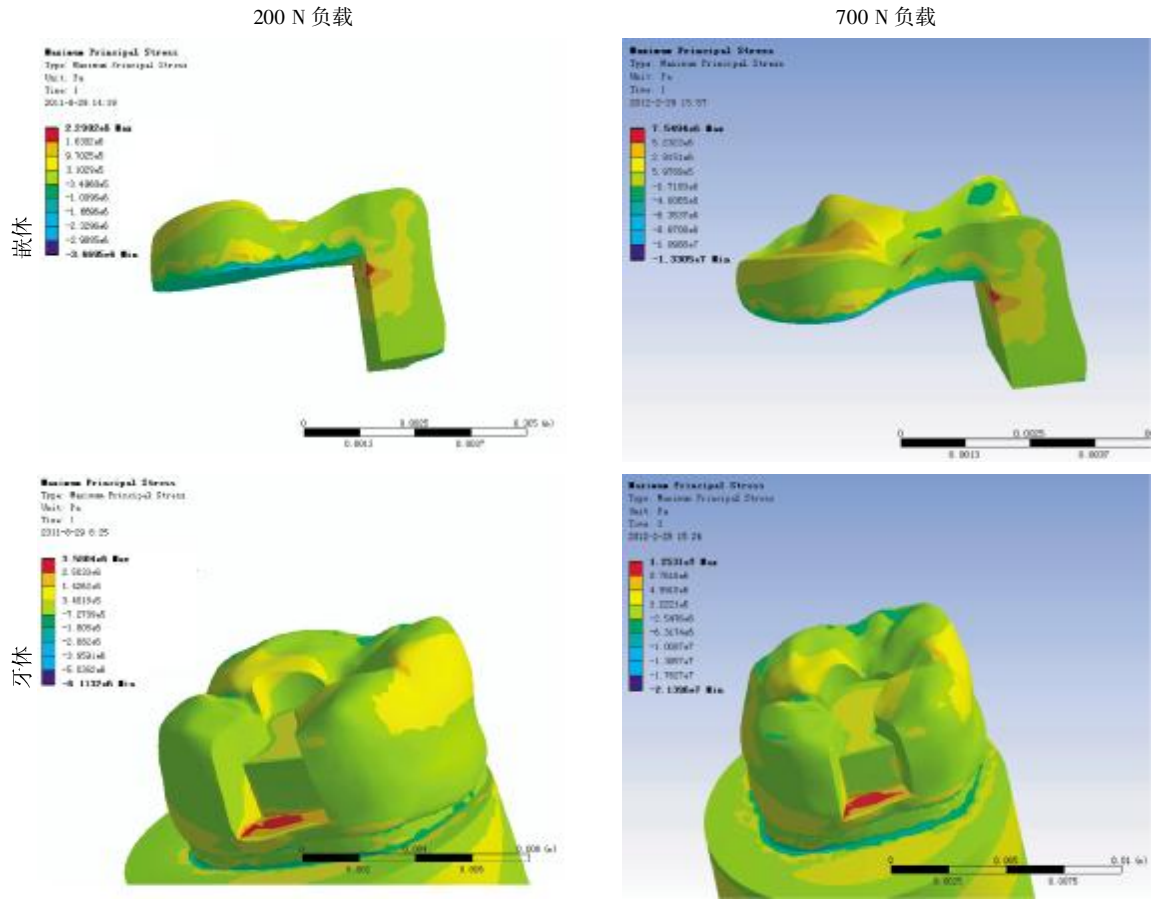


图 3 不同负载下嵌体和牙体  $\sigma_{\max}$  数值和分布图(M3)

现出相似的应力数值和分布状况,弹性模量的高低并不能改变嵌体和牙体内部应力的传导和分布。

Magne 等<sup>[12]</sup>研究不同弹性模量的嵌体材料在不同负载下的应力情况,研究指出,在 200 N 的负载下,2 种材质的最大峰值应力是很接近的,但是在 700 N 的负载下,高弹性模量材料的应力峰值约高于低弹性模量材料应力峰值 30%。本研究结果与上述研究不完全一致:6 种嵌体材料修复牙体 OD 洞后,在同一负载条件下,最高弹性模量材料组(M6)应力峰值高于最低弹性模量材料组(M1)应力峰值约为 6%,嵌体内部和牙体内部皆如是,而且此百分比差值与所加载的负荷无关,高弹性模量的嵌体材料并不会因为负载的增加而获得比低弹性模量材料额外大的应力数值,嵌体材料弹性模量的高低并不是影响嵌体和牙体应力数值的决定因素。

Ausiello 等<sup>[9]</sup>认为在相同的加载条件下,结构完整的牙体展示了一个与修复后牙体相当不同的机械行为:完整牙齿可以更均质地分散殆力,这是由于在这些加载条件下,坚硬的牙釉质不会明显变形,并将变形传递到更有弹性的牙本质层,从而分散了殆

力,然而洞形的预备破坏了牙齿的“双弹性”结构,而且在牙尖下产生了应力集中,带来了牙折的潜在可能性。一方面可能是由于嵌体的预备破坏了牙体组织的完整性,从而导致力学连续性的中断,形成的许多点、线、面也导致了应力重新分布和集中;另一方面可能是修复体、粘结剂与牙体的力学属性不一致,导致应力传导的改变。本研究结果从应力分布上看,牙体、嵌体的应力集中区域主要是龈壁、轴髓线角、颊舌壁等部位,牙体和嵌体应力峰值分别出现在牙体的龈壁和嵌体的轴髓线角区域,这些部位也是临床上容易折裂或者产生微渗漏的部位,Versluis 等<sup>[13]</sup>的研究也证实了这一点。

综上所述,目前临床上所采用的各种嵌体材料在承受不同负载时,从生物力学应力角度来说并无明显差异性,材料取舍应综合考虑可能更佳。

[参考文献]

[1] 陆晓丰,吴凤鸣,董宁,等. 基于逆向工程的上颌第一恒牙有限元模型的建立[J]. 口腔医学,2011,31(11): 653-656

- [2] Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods [J]. *J Dent Res*, 2003, 82(3): 238-242
- [3] Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, et al. 3-D Finite element analysis of all-Ceramic posterior crowns [J]. *J Oral Rehabil*, 2003, 30(8): 818-822
- [4] Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study [J]. *J Dent*, 2008, 36(3): 194-203
- [5] Lange RT, Pfeiffer P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations [J]. *Oper Dent*, 2009, 34(3): 263-272
- [6] Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, et al. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth [J]. *Dent Mater*, 2006, 22(1): 3-12
- [7] Stegaroiu R, Yamada H, Kuasakari H, et al. Retention and failure mode after cyclic loading in two post and core system [J]. *J Prosthet Dent*, 1996, 75(5): 506
- [8] 易新竹. 骀学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2003: 12-16
- [9] Ausiello P, Apieella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations: A 3D finite element analysis [J]. *Dent Mater*, 2002, 18(4): 295-303
- [10] Shor A, Nicholls J, Phillips KM, et al. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations [J]. *Int J Prosthodont*, 2003, 16(1): 64-69
- [11] Habekost Lde V, Camacho MB, Pinto MB. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses [J]. *Oper Dent*, 2006, 31(2): 204-211
- [12] Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars [J]. *J Prosthet Dent*, 2010, 103(6): 343-351
- [13] Versluis A, Tanthirojn D, Pintado MR. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration [J]. *Dental Materials*, 2004, 20(6): 554-564
- [收稿日期] 2013-11-07

(上接第 374 页)

- [3] 王果, 冯杰雄. 小儿腹部外科学 [M]. 2 版. 北京: 人民卫生出版社, 2011: 253-255
- [4] Saleh N, Geipel A, Gembruch U, et al. Prenatal diagnosis and postnatal management of meconium peritonitis [J]. *Perinat Med*, 2009, 37(5): 535-538
- [5] Tsai MH, Chu SM, Lien R, et al. Clinical manifestations in infants with symptomatic meconium peritonitis [J]. *Pediatr Neonatol*, 2009, 50(2): 59-64
- [6] Das PC, Rai R, Lobo GJ, et al. Jejunal atresia associated with idiopathic ileal perforation [J]. *Indian Assoc Pediatr Surg*, 2008, 13(2): 88-89
- [7] Lien CH, Chang HY, Liu YP, et al. Meconium peritonitis with intestinal atresia mimicking huge tumor in a preterm neonate [J]. *J Pediatr*, 2013, 162(2): 433
- [8] Dewan P, Faridi MM, Singhal R, et al. Meconium peritonitis presenting as abdominal calcification: three cases with different pathology [J]. *Ann Trop Paediatr*, 2011, 31(2): 163-167
- [9] Minato M, Okada T, Miyagi H, et al. Meconium pseudocyst with particular pathologic findings: a case report and review of the literature [J]. *Pediatr Surg*, 2012, 47(4): 9-12
- [10] Regev RH, Markovich O, Arnon S, et al. Meconium periorchitis: intrauterine diagnosis and neonatal outcome: case reports and review of the literature [J]. *J Perinatol*, 2009, 29(8): 585-587
- [11] 夏焙, 吴瑛. 小儿超声诊断学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001: 324-325
- [12] 李正, 王慧贞, 吉士俊. 实用小儿外科学 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2001: 723-729
- [收稿日期] 2013-11-29