维普资讯 http://www.cqvip.com

论 著 文章编号:0253-3626(2007)12-1288-04

有和无全冠保护时不同材料的后牙桩核修复体有限元模型的应力分析

付 钢[1],任媛姝[2],王 璐[1],夏 熹[1],黄 茜[1]

(1. 重庆医科大学附属口腔医院修复科;2. 重庆医科大学附属口腔医院正畸科,重庆 400015)

【摘 要】目的:比较四种不同桩核材料的后牙核桩修复体,在有和无全冠保护条件下,其牙本质应力的大小和分布,从而指导临床合理地选用修复材料。方法:通过磨片法结合数码相机获取断层图片的建模方法,建立上颌第一磨牙近中腭尖缺损的桩核冠有限元模型,分别分析在有和无全冠保护条件下,中熔合金桩、复合树脂桩、汞合金桩,铸瓷桩修复后的牙本质应力大小及分布状况。结果:1 有全冠保护的条件下的上颌第一磨牙桩核修复体的应力峰值均要明显低于无全冠保护者,且二者的应力分布方式也明显不同。2 有全冠保护的条件下的上颌第一磨牙桩核冠修复体,其不同桩核材料的选择对牙本质应力峰值、剩余牙本质的应力大小、根管内的应力分布无明显影响。但高弹性模量的中熔合金桩核,汞合金桩核,铸瓷桩核改变了牙体正常的应力分布模式;复合树脂桩核对牙体正常的应力分布模式无明显改变。结论:在本实验条件下的正常牙合力作用下,全冠的使用对死髓牙的保护至关重要,它是后牙桩核修复体成功与否的关键。同时,不同桩核材料的选取,对桩核加全冠修复的后牙发生牙折的影响无明显差别,且极少发生。

【关键词】三维有限元;应力;桩核;全冠

【中国图书分类法分类号】R783.3 【文献标识码】A 【收稿日期】2007-04-11

The three-dimension finite element analysis on stress of different material post-core of posterior tooth with or without PFM

FU Gang, et al

(*Department of prosthondontics, the Affiliated Stomatology Hospital, Chongqing Medical University*)

【Abstrcat】*Objective*: To compare influence the residual dentin stress of posterior teeth post-core different materials with or without porcelain fused metal crown (PFM), in order to instruct clinically rational choice of materials. *Method*: Models were created by abrasive method which pictures were acqiured with digital camera. Three-dimensional models of maxillary first molar short in medial palatal cusp were constructed and restored with of different materials post-core on condition of having or not having PFM. Then the magnitude and distribution of model residual dentin stress were analyzed by the three-dimension finite element analysis. *Result*: 1 When maxillary first molar which is short in medial palatal cusp was restored with post-core and porcelain fused mental crown, its peak value of stress was evidently less than that with post-core but without porcelain fused mental crown, meanwhile, they had different stress distribution. 2 When maxillary first molar which is short in medial palatal cusp was restored with post-core and porcelain fused mental crown, post-core of different materials had little influence on peak value of stress of residual dentin, but post-core of high elasticity modulus change normal dentin stress distribution, while post-core of low elasticity modulus did not. *Conclusion*: On the condition of normal occlusal force, PFM is extremely important to protect no-vital tooth, which is crucial for successful post-core crown. Meanwhile, post-core of different materials show little difference in fracturing rate of tooth restored with post-core and porcelain fused mental crown, and the fracture namely happen.

【Key words】 Three-dimension finite element; Stress; Post-core; PFM

作者介绍:付 钢(1973-),男,主治医师,硕士,主要研究方向:口腔材料和生物力学。

基金项目:重庆医科大学校级课题基金 0200100454。

维普资讯 http://www.cqvip.com

经完善内科牙髓治疗后的死髓牙采用全冠保护,对防止死髓牙的折断至关重要。但目前有多种材料用于临床充填和修复,在前牙的研究中,与牙本质弹性模量相似的桩核材料有与正常牙体相似的应力分布方式,而高于牙本质弹性模量的桩核材料改变了正常牙体的应力分布模式[1]。对后牙桩核而言,尚未见相关文献报道,在本实验中对不同材料的桩核与其应力及分布的关系进行了一定程度的研究。以为临床提供一定的实验依据。

1 材料和方法

1.1 三维有限元模型的建立

人工雕刻一颗标准的右侧上颌第一磨牙,将该牙的蜡型用磷酸锌包埋材料包埋,中熔合金铸造,适当打磨抛光,按临床金瓷冠牙体预备要求对该模型进行牙体预备。用还氧树脂将预备后的牙包埋于底面为 4cm × 4cm 大小的金属长方体内,同时使牙长轴与长方体底面垂直。将 sony-f717 数码相机和包有牙的金属长方体分别固定于万能工具铣床上,调好二者之间的焦距,并且保焦距恒定不变。按层距 0.2mm 的厚度对包有牙的金属长方体进行切铣,同时用数码相机照相照取牙体断层图片,共获图片 78 张。将 78 张图片逐张输入专门的 Ansys 关键点读取软件,从而获取牙体各个断层面的关键点坐标值,然后按 Ansys 的自底向上的 CAD 进行实体建模。在建好的牙体三维模型的牙冠部按牙冠外形加上 0.5mm 厚的金属底冠层和 1.5mm 厚的瓷层。在上述创建好的上颌第一磨牙牙体及其烤瓷冠的三维几何模型上,用直接生成单元体的方法生成腭根根桩单元体,取腭根根桩单元体的桩长为腭根根长的 2/3,桩径为腭根根径的 1/3。同时按上颌第一磨牙的牙尖形态将其牙冠分为四个单元体,使之能和腭根根桩单元体组合形成桩核。最终形成的上颌第一磨牙牙体及其桩核冠的三维有限元模型共由 11 个单元体组成。

采用 Ansys7.0 自带的自由网格划分方式,单元的选择取决于所剖分实体的几何特征及行为特征。对上述上颌第一磨牙的牙体及桩核冠三维几何模型进行网格划后,生成的单元数为 118426,节点数为 20594,均为四节点四面体单元。

1.2 加载方式

加载部位位于该牙牙合面中心区域的 4 个着力点上,其力的方向均与牙长轴平行,每个着力点上载荷的大小为 50 N,四个载荷点的载荷共计 200N。

1.3 模型假设条件和主参数设置

模型中假设所有材料均为均质性,各向同性线性弹性体。边界约束条件为牙槽骨固定约束。主要参数指标[2-7]见表 1。

表 1 主要材料的力学参数

材料	弹性模量(Gpa)	泊松比
牙本质	18.6	0.31
牙周膜	0.0689	0.45
骨皮质	13.7	0.30
骨松质	1.37	0.30
复合树脂	8.3	0.28
汞合金	62	0.35
中熔合金	101	0.30
铸造玻璃陶瓷	72.2	0.30
铸造 Ni-Cr 合金	210	0.33
烤瓷	69.0	0.28

1.4 桩材料的选择

复合树脂(3M ESPE)、汞合金(杭州新亚公司银汞合金胶囊)、铸造陶瓷(IPS-Empress 铸瓷)、中熔合金(贺利氏中熔铸造合金)。

1.5 牙体缺损方式

拟近中腭尖缺损的上颌第一磨牙。

2 结 果

2.1 有和无全冠两种条件下 5 种不同材料的桩核的牙本质应力峰值(单位 Mpa)(见表 2)

表 2 有和无全冠两种条件下 5 种不同材料的桩核的牙本质应力峰值(单位 Mpa)

有或无全冠者	桩核材料	Von mises 应力	最大主应力	最小主应力
无全冠者	复合树脂	69.6	46.5	−107
	牙本质材料	73.4	50.1	−115.4
	汞合金	80.2	68.4	−128.5
	铸造陶瓷	84.3	70.6	−130.1
	中熔合金	90.1	76.8	−139.6
有全冠者	复合树脂	6.42	3.30	−7.21
	牙本质材料	6.48	3.34	−7.75
	汞合金	10.5	3.35	−12.9
	铸造陶瓷	12.0	4.09	−12.9
	中熔合金	14.7	5.49	−15.2

从表 2 可见:无全冠保护的牙体的应力峰值远远大于有全冠保护者,且两种情况下的牙本质各项应力峰值均随着桩核材料弹性模量的增大而升高。

2.2 有全冠保护条件下,五种不同材料剩余牙本质的应力峰(单位 Mpa)(见表 3)

维普资讯 http://www.cqvip.com

表 3 有全冠保护条件下五种不同材料剩余牙本质的应力峰(单位 Mpa)

有或无冠者	桩核材料	Von mises 应力	最大主应力	最小主应力
有全冠者	复合树脂	6.42	3.30	−7.55
	牙本质材料	6.43	3.34	−7.21
	汞合金	6.44	3.35	−6.57
	铸造陶瓷	6.44	3.35	−6.51
	中熔合金	6.48	3.37	−6.35

表 4 有全冠保护条件下,五种不同材料桩核的应力峰值(单位 Mpa)

有或无全冠者	桩核材料	Von mises 应力	最大主应力	最小主应力
有全冠者	复合树脂	2.35	0.67	−2.54
	牙本质材料	4.65	1.15	−5.30
	汞合金	10.5	2.91	−13.2
	铸造陶瓷	12.0	4.09	−13.5
	中熔合金	14.7	5.49	−14.7

从表 3 可见:有全冠保护条件下,五种不同材料情况去除全冠和桩核后,剩余牙本质的 Von mises 应力峰值和最大主应力峰值随着桩核材料的弹性模量的增大轻微增大,但几无差别。最小主应力峰值随着桩核材料的弹性模量的增大减小。

2.3 有全冠保护条件下,5 种不同材料桩核的应力峰值(单位 Mpa)(见表 4)

从表 4 可见:有全冠保护条件下五种不同材料桩核的各个应力峰值均随着桩核材料的弹性模量的增大而增大。

2.4 不同材料桩核不同情况的应力分布方式 (见图 1~7)

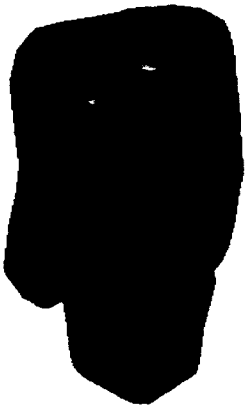


图 1 中熔合金做桩核无全冠时的 Von mises 应力分布图

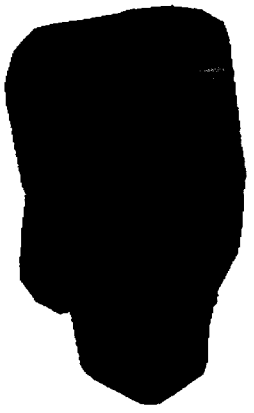


图 2 中熔合金做桩核有全冠时牙体的 Von mises 应力分布图

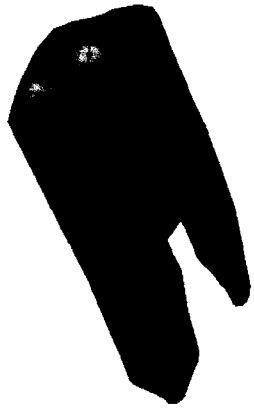


图 3 中熔合金桩核全冠修复后的剩余牙本质 Von mises 应力分布图

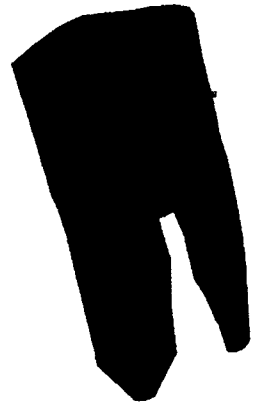


图 4 铸瓷桩核全冠修复后的剩余牙本质 Von mises 应力分布图



图 5 汞合金桩核全冠修复后的剩余牙本质 Von mises 应力分布图



图 6 牙本质桩核全冠修复后的剩余牙本质 Von mises 应力分布图

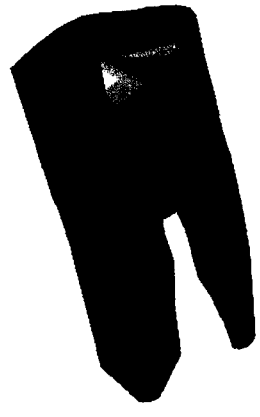


图 7 树脂桩核全冠修复后的剩余牙本质 Von mises 应力分布图

维普资讯 http://www.cqvip.com

3 讨 论

3.1 有和无全冠修复对后牙桩核影响

在三维有限元的结果参数中,Von mises 应力反应了材料内部各点的综合应力,而最大主应力反应了材料内部各点的最大可拉应力,最小主应力反应了材料内部各点的最大可压应力。由于牙体组织为脆性材料,其的抗压强度为 270 ~ 300Mpa,而其的抗拉强度为 40 ~ 50Mpa,其抗压强度是抗拉强度的 5 ~ 6 倍,故在本实验主要讨论 Von mises 应力和最大主应力的比较。在本实验 200N 的载荷条件下,在无全冠保护时,牙体上的最大主应力根据材料的不同其变化范围在 46.5 ~ 76.8Mpa,已经超出了牙体组织的抗拉强度,故已经可以引发牙折.而上颌第一磨牙的最大咬合力是在 42.3 ~ 49.4N 之间,因此,不难看出在最大咬合力的载荷条件下,无烤瓷冠保护的桩核后牙修复体势必发生折断. 而有了全冠的保护. 牙体上的最大主应力根据材料的不同其变化范围在 3.30 ~ 5.49Mpa,即使在最大咬合力的载荷条件下,其最大主应力也将远远小于牙体组织的抗拉强度,因此牙体发生牙折的可能性几乎为零。分析原因其主要是由于全冠很好的吸收和缓冲了牙牙合面的牙合力,从而起到降低牙本质应力峰值的作用。同时本实验结果也显示:无全冠保护时其应力分布模式是出现应力集中区,且该区域就在加载点处。在有全冠保护的情况下,牙本质的应力分布模式有了明显改变,除了在桩核与牙体近中接住的边缘区域有很小一点应力集中点外,在其他各处均见不到应力集中区域,而上述的应力集中点的出现有可能是由于模型的尖锐边缘造成,如果按临床实际情况无尖锐边缘,则这点应力集中可能是不会出现的。有全冠保护的牙本质应力分布模式的这种明显改变,同样是因为全冠的存在很好的缓冲和传递了应力,从而在牙本质上形成了均匀的应力分布。因此本实验的结果从应力学的角度提示了:全冠对死髓牙保护具有重要意义。

3.2 桩核材料对后牙桩核冠修复应力大小的影响

在前牙的研究中,不同材料的桩核不仅要产生不同的应力峰值,而且也要改变牙本质的应力分布规律。在唐高妍等的研究中[7]:弹性模量越高的桩核材料降低应力峰值的能力越强,但其要改变牙本质原有应力分布模式。而低弹性模量的桩核降低应力峰值的能力较弱,但其不改变牙本质原有应力分布模式。在 Laurent[8]等的前牙桩核研究中也得出:核的弹性模量越高,其在剩余牙本质上产生的应力峰值越小。对比表 2 到 4 的结果我们可以看出:(1)弹性模量越小的后牙桩核材料,受力后在桩核上产生的应力峰值越小,弹性模量越大的桩核材料,受力后在桩核上产生的应力峰值越大。(2)不同弹模的桩核材料对剩余牙本质的应力峰值影响不大。(3) 全冠的 Von mises 应力峰值大小是随桩核的弹性模量的增大而减小的。因此我们可以发现:弹性模量小的桩核材料降低桩核本身和剩余牙本质的应力峰值,但增大了全冠上的应力峰值,若从保护桩核和剩余牙本质的角度出发,桩核的弹性模量越小越好;若从保护全冠的角度考虑,则弹性模量越大越好。若从全冠,桩核,剩余牙本质整体的角度出发,不同桩核材料对应力的影响并无明显差异。故在本实验条件下,桩核材料的选择对后牙桩核加全冠这种修复方式无太大影响。同时在本实验条件下,不同桩核材料对剩余牙本质的应力峰值几乎无影响,这是与前牙的桩核研究结果是不同的,究其原因可能是:(1)缺损量的不同,在本实验条件下的牙体缺损量相对于剩余牙本质量较少,仅为其的 1/3。而在上述文献的前牙的研究中,其结果均是在牙冠大部缺损的情况下获得。(2)缺损方式的不同,本实验中后牙缺损方式是:在牙体高度足够的条件下,牙体水平向的缺损,而在前牙的研究中则是:垂直向的缺损。

3.3 桩核材料对后牙桩核冠修复应力分布的影响

用全冠修复后,不同弹性模量材料的桩核在后牙剩余牙本质的应力分布模式是不一样的,若以牙本质弹性模量的桩核材料的应力分布模式为正常牙体加冠后的应力分布模式,则复合树脂材料的桩核对牙体正常的应力分布模式改变不大,而具有高弹性模量的中熔合金桩核,汞合金桩核,铸瓷桩核改变了牙体正常的应力分布模式。这种结果与不同材料在前牙桩核所产生的应力分布结果是相似的。

但是在后牙桩核加全冠这种修复形式中,用不同桩核材料修复时,在剩余牙本质上除了在加载点处呈现应力集中区外,在牙体的颈部和桩核的桩及根管壁上均未见应力集中点,这与前牙桩核修复时的情况时完全不同的。原因可能是在本实验条件下只进行了垂直向的加载而无水平向的加载造成的。

因此,通过本实验条件下三维有限元研究,我们可以得出,后牙桩核加冠这种修复形式对死髓牙至关重要,它是后牙桩核修复体成功与否的关键。再者,临床桩核材料的选取对于后牙桩核加全冠这种修复方式的应力及根管内应力分布影响不大。提

(下转第 1300 页)

维普资讯 http://www.cqvip.com

高血脂是 MHD 患者高的心血管疾病的发生率的独立危险因素，我们对 MHD 患者血脂检测显示 MHD 患者 TG 水平均明显高于正常对照组（1.62 ± 0.53mmol/L vs 1.21 ± 0.6mmol/L，$P < 0.05$），相关分析显示 TG 与抵抗素呈正相关（r=0.271，$P < 0.05$），推测高抵抗素血症与冠状动脉硬化直接相关 [20]，抵抗素水平与心脏疾病呈正相关 [13]，抵抗素是预测 ESRD 患者心血管疾病危险性的重要指标之一。

我们的研究显示在 MHD 患者中存在高抵抗素血症，升高的抵抗素参与 MHD 的微炎症，这可部分说明 MHD 患者存在高的心血管发病率与死亡率。降低抵抗素的表达水平可能是提高 MHD 患者的生存率的一种治疗方法。

参 考 文 献

[1] Maeda N,Takahashi M,Funahashi T,et al. PPAR gamma ligands increased expression and plasma concentrations of adiponectin:an andipose-derived protein[J]. Diabetes,2001;50:2094-2099.

[2] George AK. The microinflammatory state in uremia:cause and potential consequences[J]. J Am Soc Nephrol,2001;12:1549-1557.

[3] Shoji T,Emoto M,Nishizawa Y. HOMA index to assess insulin resistance in renal failure patients[J]. Nephron,2000;89:348-349.

[4] Steppan M,Brown EJ,Wright CM. A family of tissue-specific resistin-like molecules [J]. Pron. Natlacad. Sci USA,2001;98:502-506.

[5] Yang RZ,Huang Q,Xu A,et al. Comparative studies of resistin expression and phylogenomics in human and mouse [J]. Biochem Biophys Res Commun,2003;310:927-935.

[6] Patel L,Buekels AC,Kinghorn IJ,et al. Resistin is expressed in human macrophages and directly regulated by PPAR gamma activators[J]. Biochem Biophys Res Commun,2003;300:472-476.

[7] Kaser S,Kaser A,Sandhofer A,et al. Resistin messenger-RNA expression is increased by proin flammatory cytokines in vitro [J]. Biochem Biophys Res Commun,2003;309:286-290.

[8] Ghosh S,Singh AK,Aruna B,et al. The genomic organization of mouse resistin reveals major difference from the human function implication[J]. Gene,2003;305:27-34.

[9] Satoh H,Nguyen A,Miles PD,et al. Adenovirus-mediated chronic "hyper-resistinemia" leads to in vivo insulin resistance in nomal rats[J]. J Chin Invest,2004;114:224-231.

[10] Gong H,Ni Y,Guo X,et al. Resistin promotes 3T3-L1 preadipocyte differentiation[J]. Eur J Endocrinol,2004;150:885-892.

[11] Degawa YM,Bovenkerk JE,Juliar BE,et al. Serum resistin (FIZZ3) protein is increased in obese human[J]. J Clin Endocrinol Metah,2003;88:5452-5455.

[12] 孙福敦，黄相丽，张 霞. 血清抵抗素水平与糖尿病肾病关系的研究[J]. 中国老年医学杂志，2004;24:85-87.

[13] Diez JJ,Iglesias P,Fernandez-Reyes MJ,et al. Serum concentration of leptin,adiponectin and resistin,and their relationship with cardiovascular disease in patients with end-stage renal disease [J]. Clin Endocrinol,2005;62:242-249.

[14] Mak RH,Defronzo RA. Glucose and insulin metabolism in uremia[J]. Nephron,1992;61:377-382.

[15] Filippidis G,Liakopoulos V,Merteus PR,et al. Resistin serum levels are increased but not correlated with insulin resistance in chronic hemodialysis patients[J]. Blood Purf,2005;23:421-428.

[16] Kielstein TT,Becker B,Graf S,et al. Increased resistin blood levels are not associated with insulin resistance in patients with renal disease[J]. Am J Kidney Dis;2003,42:62-66.

[17] Silswal N,Singh AK,Aruna B,et al. Human resistin stimulates the pro-inflammatory cytokines TNF-α and IL-12 in macrophages by NF-κ B-dependent pathway[J]. Biochem Biophys Res Commum,2005;334:1092-1101.

[18] Stejskal D,Adamovska S,Bartek J,et al. Resistin concentration in persons with type 2 diabetes mellitus and in individuals with acute inflammatory disease[J]. Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub,2003;147:63-69.

[19] Lehrke M,Reilly MD,Millington SC,et al. An inflammatory cascade leading to hyperresistinemia in human[J]. Plos Med,2004;1:e45.

[20] Schomig M,Eisenhandt A,Ritz E. The microinflammatory state of uremia[J]. Blood Burf,2000;18:327-332.

(上接第 1291 页)

示：本实验条件下，正常牙合力作用时，牙本质发生牙折的可能性极小。

参 考 文 献

[1] 唐高妍，文志红，巢永烈，等. 四种桩材料对牙本质应力分布影响的三维有限元分析[J]. 华西口腔医学杂志，1998;16(3):256-259.

[2] Ho MH,Lee SY,Hsiang HC,et al .Three-dimension finite analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin[J]. Prosthet Dent,1994;72(4):367-374.

[3] 徐 晓，孙 哲，陶 岚，等.不同设计的二类洞型对修复体应力的影响[J]. 中华口腔医学杂志，2002;37(6):446-450.

[4] 巢永烈，杨永丰，赵云凤，等.天然牙—末端种植牙固定桥的受载分析[J]. 华西口腔学杂志，1995;13(1):6-9.

[5] 刘玉华，尹亚梅，宋世卿，等.桩核修复体组织面设计的有限元分析[J]. 中华口腔医学杂志，1996;31(3):156-158.

[6] 赵云凤，程碧焕，高 宁，等. 上中切牙铸造陶瓷全冠三维有限元分析[J]. 现代口腔医学杂志，1999;13(4):251-255.

[7] David CH,Ana MA,James ML,et al. Influence of post dimension on stress distribution in dentin[J]. Prosthet Dent,1996;75(2):140-148.

[8] Laurent Pierrisnard DDS,Frederic Bohin DDS,Patrick Renault-DDS,et al. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth:A mechanical study using finite analysis[J]. Prosthet Dent,2002;88(4):442-447.