

论著·基础研究 doi:10.3969/j.issn.1671-8348.2015.35.010

纤维桩联合辅桩修复前牙薄弱根管的应力分析

王 频¹, 黄 跃², 刘 敏^{1△}

(泸州医学院附属口腔医院:1. 修复科;2. 正畸科, 四川泸州 646000)

[摘要] **目的** 用三维有限元的方法分析纤维桩联合辅桩修复前牙薄弱根管的应力。**方法** 本试验建立了 9 个上颌中切牙薄弱根管的三维实体模型,分为 5 组,由 2 种桩核系统(瓷桩、纤维桩及辅桩)修复。采用静态加载法,在牙冠切 1/3 和中 1/3 连接处链接 5 个点成线状 135°以 100 N 的力加载。记录并比较牙体、树脂粘结剂和桩核的应力值。**结果** 最大的牙体应力值 111.9 Mpa 和最大的树脂粘结剂应力值 54.6 Mpa 均出现于单一一根石英纤维桩修复后的模型,用瓷桩修复模型的桩核应力值最大为 48.1 Mpa。纤维桩联合一根辅桩修复模型的各部位应力值都明显下降。石英纤维桩联合多根辅桩修复后各部位应力值均无继续减小。**结论** 建议纤维桩联合一根辅桩修复薄弱根管。

[关键词] 桩核;纤维桩;薄弱根管;三维有限元**[中图分类号]** R783.3**[文献标识码]** A**[文章编号]** 1671-8348(2015)35-4929-03

Stress analysis of fiber posts combined with auxiliary posts in restored anterior tooth with flared canals

Wang Pin¹, Huang Yue², Liu Min^{1△}

(1. Department of Prosthodontics; 2. Department of Orthodontics, Affiliated Hospital of Stomatology, Luzhou Medical College, Luzhou, Sichuan 646000, China)

[Abstract] **Objective** To assess the stresses of fiber posts combined with auxiliary posts in anterior teeth with flared canals by three dimensional finite element method. **Methods** Nine 3D models of maxillary first incisors with flared canals restored by two post systems (porcelain pile, fiber and auxiliary pile) divided into 5 groups were generated. By static loading method, dental crowns cut 1/3 and middle 1/3 connection link five points into 135 angles by 100 N force loading. The major stress for the dentin and the equivalent Von Mises stress for resin cement and post and core were calculated. **Results** Biggest tooth stress value of 111.9 Mpa and the largest resin adhesive stress value 54.6 Mpa had appeared in the use of a model of the quartz fiber post after repair, ceramics pile repair model of pile nuclear stress value and the maximum was 48.1 Mpa. Combining with one auxiliary post, stress values reduced significantly in dentin, in cement and in post and core. However, as more auxiliary posts were added, the stresses did not decrease sequentially. **Conclusion** It is suggested that to restore the tooth with flared canals by quartz fiber post combining with one auxiliary post.

[Key words] post and core; fiber post; teeth with flared canals; three dimensional finite element

前牙薄弱根管多数是因牙体大面积龋坏后长期未修复或修复后发生继发龋,去净腐质后形成的。由于薄弱根管内的牙体组织丧失过多,剩余牙体组织的抗力性和固位性都有不同程度的下降,增加了修复的难度。许多学者做了大量有关薄弱根管修复的研究。纤维桩具有出众的美学效果、弹性模量接近牙体组织等优点而被广泛应用于临床。单独使用玻璃或石英纤维桩修复薄弱根管一方面可能会增加剩余牙体组织的应力,另一方面桩体过小可能造成桩核的脱落。有学者研究了使用纤维桩加辅桩系统修复薄弱根管可以增加牙体的抗折能力^[1],但辅桩的数目和位置对修复后牙体、树脂、桩核应力值变化等方面的详细研究较少。本试验的目的是用三维有限元的方法分析不同数量、不同位置的辅桩联合纤维桩修复薄弱根管的应力分布特点,为临床使用纤维桩修复薄弱根管提供参考。假设纤维桩联合辅桩可以减小牙体组织、树脂粘结剂、桩核等的应力,辅桩的数量越多,应力值越小。

1 材料与方 法

1.1 材料 本试验选择 1 名成年健康男性志愿者的中切牙作为建模对象。建模使用的软件有: Mimics10.1, Geomagic studio, ug7.0, 和 MSC. Marc/Patren。受力分析的软件为 MSC.

Marc/Mentat2005。

1.2 方 法

1.2.1 模型建立 Philips MX8000 CT 扫描机对研究对象的头颅进行连续扫描。扫描间距为 1.0 mm,以 DICOM 格式保存至光盘。将 CT 图像导入 Mimics10.1 软件,根据手工修正后的图像建立上颌中切牙的 3D 几何模型,再导入 Geomagic studio 软件中进行实体化处理。参考 wheeler 的数据形成 9 个上颌中切牙的模型^[2],牙体全长 22.3 mm,根长 12.3 mm。在 ug7.0 软件里将中切牙实体在釉牙骨质界上 2 mm 左右处截去牙冠,去掉部分牙体内壁组织,其厚度控制在 1 mm 左右,形成薄弱根管的模型。按照 RTD 公司提供的数据,画出 MAC-RO-LOCK™ POST ILLUSION 纤维桩和 FIBERCONE™ 纤维桩辅桩的模型,在 8 个模型的根管中插入不同数量、不同位置的辅桩。建立一个瓷桩修复的模型作对照,瓷桩周围有 0.2 mm 粘结剂。为了尽量模仿临床实际情况还建立了树脂核、铸造全瓷 e-max 牙冠长度为 10.0 mm、牙槽骨、0.2 mm 牙周膜、4.0 mm 牙胶封闭等结构。所有模型都形成了 2.0 mm 左右的牙本质肩领,如图 1 所示。所有物体的弹性模量和泊松比,见表 1。

表 1 物体的弹性模量、泊松比和出处

材料	弹性模量 (GPa)	泊松比	参考
牙本质	18.6	0.30	3
MACRO-LOCK™POST(纤维桩)	22	0.30	Manufactures,references
FIBERCONE™(纤维辅桩)	22	0.30	Manufactures,references
皮质骨	13.7	0.30	3
松质骨	1.37	0.30	4
牙龈尖	0.14	0.45	5
牙周膜	0.05	0.45	6
Rely X Unicem cement(粘结剂)	5.9	0.27	7
IPS e. max Press(全瓷冠)	91	0.23	8
Zirconia ceramic post(瓷桩)	200	0.33	9

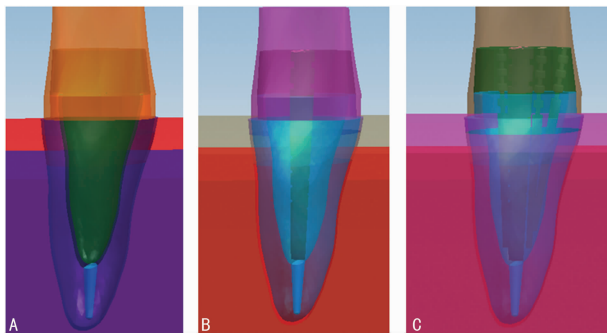


图 1 不同桩核系统修复中切牙薄弱根管的实验模型

将 9 个模型分为 5 组(图 1),A 组为瓷桩修复,B 组为 1 根石英纤维桩修复,C 组为 1 根石英纤维桩加 1 根辅桩修复,D 组为 1 根石英纤维桩加 2 根辅桩修复,E 组为 1 根石英纤维桩加 3 根辅桩修复。将 C 组、D 组中 3 根不同位置的辅桩确定为辅桩 I、II、III,其中,C 组中石英纤维桩分别与辅桩 I、II、III 联合修复成为 C1、C2、C3 组。D 组也分为 3 小组,其中,D1 组包括了辅桩 I 和辅桩 II。D2 组包括了辅桩 II 和辅桩 III,D3 组包括了辅桩 I 和辅桩 III,见图 2。

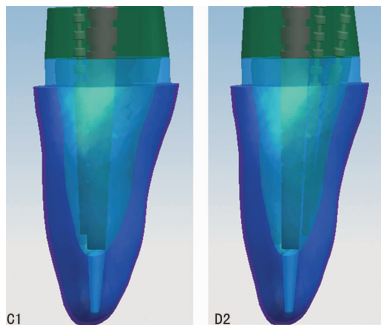


图 2 纤维桩联合不同位置、不同数目辅桩修复中切牙薄弱根管的模型(去除牙冠后)

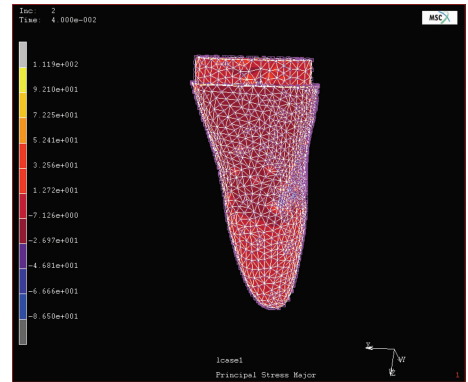
图 2 纤维桩联合不同位置、不同数目辅桩修复中切牙薄弱根管的模型(去除牙冠后)

1.2.2 受力分析 用软件 MSC. Marc/Patren 对模型进行网格划分。用软件 MSC. Marc/Mentat2005 分析受力情况。假

设建立的模型为同向均质的物体,所有接触物体之间为固定连接,采用静态加载法,在牙冠切 1/3 与中 1/3 处链接 5 个点成线状 135°以 100 N 的力加载。牙体组织为脆性组织,故选用 principal stress major 记录牙体表面的应力值,用 equivalent von mises 记录树脂粘结剂表面,桩核的应力值^[5]。

2 结 果

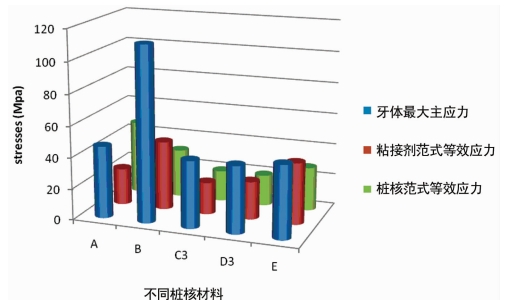
从 C、D 组中选取牙体应力值最小者放入表 2 中比较,部分结果云图见图 3,瓷桩桩核及石英纤维桩加不同数量辅桩修复薄弱根管的应力值如图 4。C、D 组不同位置辅桩修复后应力值见图 5 和图 6。



模型 B 牙体组织应力分布图。

图 3 试验模型不同部位应力分布云图

从图 4 可以看出 B 组即 1 根纤维桩修复后牙体的应力值 111.9 Mpa 最大,大于瓷桩修复后的应力值。但加入 1 根辅桩修复后 C 组应力值明显下降,下降了 70%,略小于金属桩修复后的应力。此后牙体组织应力值的大小没有随辅桩数量的增加而明显下降,而是维持于 40 Mpa 左右。树脂粘结剂表面的等效应力也是 B 组的值最大,但加入 1 根辅桩修复后 C 组应力值也明显下降,接近瓷桩应力值,D 组和 E 组应力值又有显著增加。瓷桩表面 A 组的等效应力值最大,大于所有石英纤维桩核修复后桩核的等效应力值。因此,可以得出石英纤维桩联合 1 根辅桩修复后 3 个部位的应力值都最小,联合 2 根、3 根辅桩修复后应力值无明显继续减少,维持在 40 Mpa 左右。

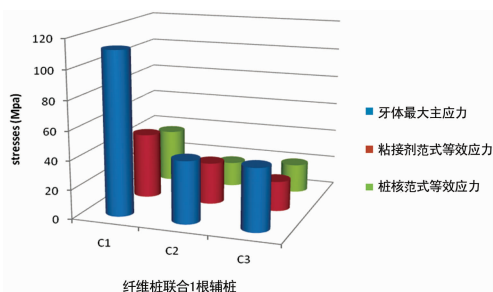


A 组:瓷桩修复模型 3 个部位的应力值;B 组:1 根石英纤维桩修复模型 3 个部位的应力值;C 组:1 根石英纤维桩加 1 根辅桩修复模型 3 个部位的应力值;D 组:1 根石英纤维桩加 2 根辅桩修复模型 3 个部位的应力值;E 组:1 根石英纤维桩加 3 根辅桩修复模型 3 个部位的应力值。

图 4 3 个部位不同桩核材料修复中切牙薄弱根管的应力值比较

从图 5 可以看出 C1 组牙体、树脂粘结剂、桩核应力值均最大,3 个应力值都与 1 根石英纤维桩(B 组)修复后的值相近,说

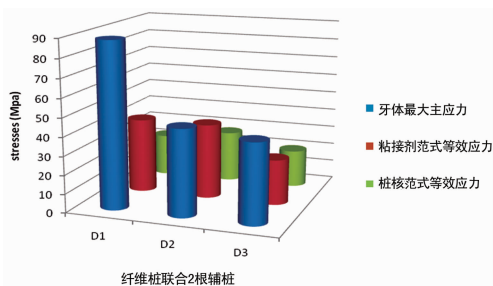
明辅桩 I 无减小应力的作用。牙体应力值 C1 组是 C2 组、C3 组的近 3 倍,而 C2 组与 C3 组的值较接近。



C1:纤维桩联合辅桩 I 修复中切牙薄弱根管模型 3 个部位的应力值;C2:纤维桩联合辅桩 II 修复中切牙薄弱根管模型 3 个部位的应力值;C3:纤维桩联合辅桩 III 修复中切牙薄弱根管模型 3 个部位的应力值。

图 5 纤维桩联合 1 根不同位置辅桩修复中切牙薄弱根管模型的应力值比较

从图 6 可以看出 D1 组牙体、树脂、桩核 3 个位置应力值也最大。D1 组比 C1 组增加了辅桩 II (图 2),D1 组牙体的应力值小于 C1 组,说明辅桩 II 具有减小应力的作用。同时 D1 组比 C2 组增加了辅桩 I (图 2),但 D1 组牙体的应力值反而大于 C2 组,这也说明辅桩 I 无减小应力的作用。D2 组与 D3 组牙体应力值较接近。树脂粘结剂和桩核的应力值 D3 组都最小。



D1:纤维桩联合辅桩 I 和 II 修复中切牙薄弱根管模型 3 个部位的应力值;D2:纤维桩联合辅桩 II 和 III 修复中切牙薄弱根管模型 3 个部位的应力值;D3:纤维桩联合辅桩 I 和 III 修复中切牙薄弱根管模型 3 个部位的应力值。

图 6 纤维桩联合 2 根不同位置辅桩修复中切牙薄弱根管模型的应力值比较

3 讨论

传统的金属桩核修复薄弱根管被认为会增加牙本质所受的楔形应力,从而增加根折的风险^[10]。金属桩与牙体组织弹性模量的不匹配被认为是引起不可修复根折的主要原因^[11]。也有学者研究得出金属桩、瓷桩等高弹性模量的材料修复可以提高薄弱根管的抗折能力^[12]。有学者研究了用根管重塑的方法修复薄弱根管,即先用和牙体组织弹性模量相近的复合树脂重塑根管后再用桩核材料修复,这种方法可以大大提高薄弱根管根-桩核联合体的抗折能力^[13]。但根管重塑可能导致根尖部树脂固化不全,繁琐的操作也限制其临床的应用。有学者研究用可塑性较强的聚乙烯编织纤维桩修复薄弱根管,取得了较好疗效,这为薄弱根管的修复提供了另一种思路^[14]。

本试验用纤维桩联合不同数量的辅桩修复薄弱根管,作者认为 1 根石英纤维桩修复薄弱根管后牙体的应力值比瓷桩修复后的值大,许多三维有限的研究都证实了这点(图 3)。分

析可能原因为:(1)2 种材料的弹性模量不同。弹性模量是选择桩核材料时需要特别考虑的一个参数。瓷桩的弹性模量(200 GP)远远大于石英纤维桩的弹性模量(22 GP)。高弹性模量的物体能承受一定的应力,而弹性模量小的物体受力后迅速将力传递给牙体组织。(2)因为薄弱根管牙冠部牙体组织缺损较大,按照根管形态制作的瓷桩的体积也远远大于成品石英纤维桩的体积,体积越大越可以分散应力,从而减小最大应力值。因此,1 根纤维桩修复薄弱根管可能在牙体产生较大的应力值,引起根折。

桩核材料的脱位可能有 3 种情况:(1)粘结剂受力过大导致其与根管壁产生分离;(2)桩核材料与粘结剂分离;(3)牙体折断后粘结剂与根管壁分离。本试验得出树脂粘结剂的最大应力值是在 1 根纤维桩修复后,高弹性模量的瓷桩修复后桩核的应力值最大(图 3)。说明 1 根石英纤维桩和瓷桩修复薄弱根管后桩核脱位的可能性较大。

牙本质肩领对于纤维桩修复的患牙非常重要,它是纤维桩远期疗效的关键^[16]。所以,本试验所有模型都设计有牙本质肩领。

本试验认为,石英纤维桩联合辅桩修复薄弱根管可以增强牙体组织的抗折能力,这与 Li 等^[1]的研究结果一致。

本试验中,石英纤维桩联合 1 根辅桩时各部位的应力都大大下降了,但随后联合 2 根、3 根辅桩修复后应力值无明显下降,仍维持在 40 Mpa 左右,说明在根管增加较多的辅桩不能减少应力。石英纤维桩联合辅桩修复薄弱根管可以减小牙体、粘结剂、桩核应力的假设成立,但模型中 3 个结构的应力值随着辅桩数目的增加而下降的假设被否定。

参考文献

- [1] Li Q, Xu B, Wang Y, et al. Effects of auxiliary fiber posts on endodontically treated teeth with flared canals[J]. Oper Dent, 2011, 36(4): 380-389.
- [2] Nelson SJ. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion[M]. 8th ed. Saunders; St Louis, 2003: 251-261.
- [3] Romeed SA, Dunne SM. Stress analysis of different post-luting systems; a three-dimensional finite element analysis [J]. Aust Dent J, 2013, 58(1): 82-88.
- [4] Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, et al. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible[J]. J Prosthet Dent, 1992, 68(1): 96-102.
- [5] Ruse ND. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers; a story of broken links[J]. Dent Mater, 2008, 24(12): 1717-1719.
- [6] Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament[J]. Biomaterials, 1997, 18(14): 995-999.
- [7] Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, et al. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems [J]. Dent Mater, 2007, 23(8): 952-959.
- [8] Albakry M, Guazzato M, Swain MV. (下转第 4935 页)

的毒性得到抑制,从而对小鼠具有抗疲劳的效果,力竭游泳的时间也更持久,运动耐力得到增强。

ATP 酶是生物膜上的一种重要的活性蛋白酶,其在物质转运、能量转换和信息传递方面具有重要的作用^[13]。当剧烈运动引起氧化应激时,膜的完整性和流动性都受到了破坏,受损的生物膜使 ATP 酶的活性降低,从而使神经信号的传导以及骨骼肌的收缩受到影响,更易引起痉挛和运动疲劳的产生^[14]。本实验证实了剧烈运动引起的氧化应激会导致生物膜的损伤,从而使 ATP 酶的含量降低,给予肉桂酸的运动给药组小鼠生物膜完整性和流动性得到保护,神经信号传导更好,对肌肉的调控更灵敏,同时线粒体供能更强,骨骼肌的抗疲劳能力更显著,运动耐力得到提升。

肉桂酸在运动保健方面的功能有望为运动员和运动爱好者提高运动表现发挥作用,本实验结果对防止运动损伤、提高运动能力的临床治疗及运动保健补剂的开发均提供了重要的实验依据。

参考文献

[1] Haramizu S, Mizunoya W, Masuda Y, et al. Capsiate, a nonpungent capsaicin analog, increases endurance swimming capacity of mice by stimulation of vanilloid receptors[J]. *Biosci Biotechnol Biochem*, 2006, 70(4): 774-781.

[2] Sledz P, Silvestre HL, Hung AW, et al. Optimization of the interligand overhauser effect for fragment linking: application to inhibitor discovery against Mycobacterium tuberculosis pantothenate syntheses[J]. *J Am Chem Soc*, 2010, 132(13): 4544-4545.

[3] Schoene NW, Kelly MA, Polansky MM, et al. A polyphenol mixture from cinnamon targets p38 MAP kinase-regulated signaling pathways to produce G2/M arrest[J]. *J Nutr Biochem*, 2009, 20(8): 614-620.

[4] 国家药典委员会. 中国药典(2010 年版 1 部)[M]. 北京: 中国医药科技出版社, 2010: 127-128.

[5] 卢兆莲, 黄才国. 肉桂多酚改善 HepG2 细胞胰岛素抵抗的分子机制[J]. *中国实验方剂学杂志*, 2012, 18(24): 276-279.

[6] 姜琼, 邹盛勤, 周伟华, 等. 肉桂总多酚的提取工艺优选及降糖作用考察[J]. *中国实验方剂学杂志*, 2013, 19(20): 21-23.

[7] 石松林, 王国红, 李祺福, 等. 人参皂甙 Rg1、肉桂酸和丹参酮 II A 组合对成骨肉瘤 MG-63 细胞增殖与相关基因表达的影响[J]. *细胞生物学杂志*, 2008, 30(6): 761-765.

[8] You Y, Park J, Yoon HG, et al. Stimulatory effects of ferulic acid on endurance exercise capacity in mice[J]. *Biosci Biotechnol Biochem*, 2009, 73(6): 1392-1397.

[9] Lee ES, Park SH, Kim MS, et al. Caffeic acid disturbs monocyte adhesion onto cultured endothelial cells stimulated by adipokine resistin[J]. *J Agric Food Chem*, 2012, 60(10): 2730-2739.

[10] 蒋晓明, 郝明, 叶素英. 牡蛎提取液对力竭运动小鼠股四头肌抗氧化与 ATP 酶代谢的影响[J]. *中国老年学杂志*, 2013, 33(20): 5058-5060.

[11] 张岚. 马齿苋多糖运动功能饮料抗运动性疲劳及提高运动耐力的作用[J]. *安徽农业科学*, 2011, 39(7): 3948-3949, 3954.

[12] 邓一兵, 杨体强. 应用红外光谱研究电场对超氧化物歧化酶二级结构的影响[J]. *光谱学与光谱分析*, 2007, 27(7): 1312-1315.

[13] 苏振阳. 垂盆草对训练大鼠不同组织 ATPase 活性的影响[J]. *北京体育大学学报*, 2006, 29(11): 1505-1507.

[14] Tuna M, Polat S, Idan F, et al. The relationships among ultrastructural angiogenic features, Na^+ , K^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} ATP-ase activities and SOD concentration in the microvasculature of intracranial meningiomas and glial tumors[J]. *Neurol Res*, 2002, 24(3): 286-290.

(收稿日期: 2015-05-15 修回日期: 2015-07-21)

(上接第 4931 页)

Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials[J]. *J Dent*, 2003, 31(3): 181-188.

[9] Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth[J]. *J Prosthet Dent*, 2005, 94(4): 321-329.

[10] Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems[J]. *J Prosthet Dent*, 2004, 92(2): 155-162.

[11] Yang HS, Lang LA, Molina A, et al. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations[J]. *J Prosthet Dent*, 2001, 85(6): 558-567.

[12] Lanza A, Aversa R, Rengo S, et al. 3D FEA of cemented

steel, glass and Carbon posts in a maxillary incisor[J]. *Dent Mater*, 2005, 21(8): 709-715.

[13] Hu YH, Pang LC, Hsu CC, et al. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems[J]. *Quintessence Int*, 2003, 34(5): 349-353.

[14] Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior roots--intraradicular rehabilitation[J]. *Br Dent J*, 2005, 198(10): 609-617.

[15] Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, et al. Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis[J]. *Acta Biomater*, 2010, 6(9): 3747-3754.

(收稿日期: 2015-05-24 修回日期: 2015-07-27)