

[DOI]10.12016/j.issn.2096-1456.2017.02.013

· 综述 ·

三维有限元法在研究不同牙体修复方式中的应用

陈海¹ 综述; 黄雨婷², 甘友华² 审校

1. 宜都市第一人民医院口腔科, 湖北 宜都(443000); 2. 广州医科大学附属口腔医院牙体牙髓科, 广东 广州(510000)

【摘要】 三维有限元分析法在计算机上通过软件模拟患者的口内环境,并根据研究的需要变换不同的修复方式,最后通过应力分析得到相应的力学分析数据,供临床参考。近年来,三维有限元分析法越来越多地应用于口腔医学研究。本文就三维有限元法在研究不同牙体修复方式中的应用进行综述。

【关键词】 三维有限元; 牙体缺损; 牙体修复; 贴面; 嵌体

【中图分类号】 R783.3 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 2096-1456(2017)02-129-04

【引用著录格式】 陈海,黄雨婷,甘友华.三维有限元法在研究不同牙体修复方式中的应用[J].口腔疾病防治,2017,25(2):129-132.

Application of three-dimensional finite element method in different dental restorations CHEN Hai¹, HUANG Yu-ting¹, GAN You-hua². 1. Department of Endodontics, Yidu First People's Hospital, Yidu 443000, China; 2. Department of Endodontics, Stomatology Hospital of Guangzhou Medical University, Guangzhou 510000, China
Corresponding author: HUANG-Yuting, Email: 1194394844@qq.com, Tel: 0086-20-61350524

【Abstract】 Three-dimensional finite element method (3-D FEM) is an approach to simulate the intraoral environment by fabricating virtual model in computer software, to provide various options of restorations according to the requirements of study, and finally to give relevant mechanic data for clinical reference by stress analysis. 3-D FEM has been applied in stomatological research more and more widely in recent years. This review has summarized the applications of 3-D FEM in various kinds of dental restorations.

【Key words】 Three dimensional finite element; Dental defect; Dental restoration; Veneer; Inlay

三维有限元分析法(three-dimensional finite element method)是一种理论力学的分析计算方法,是在整个分析过程中建立能够真实再现实体状态的几何模型,是决定其研究结论是否具有科学性和实用价值的关键所在^[1]。三维有限元分析法的优势在于可将具有不规则外形结构的物体分割成许多可以单独负载的简单小单元,从而评估整个不规则结构的受力情况^[2]。先离散、后整合的方法是三维有限元法的基本思想^[3]。如今,在口腔生物力学领域,三维有限元分析法已涉及口腔颌面外科、

种植、修复、正畸、牙周及牙体牙髓各方面。本文就三维有限元分析法在牙体缺损修复方式中的运用研究进行综述。

1 直接充填修复的三维有限元分析

临床中,活髓牙的牙体缺损面积不大时,可进行直接充填,这是在去净腐质并尽量保存牙体组织的原则下进行的。而牙齿及其支持组织的生物学特性是患牙充填治疗时必须考虑的^[4-5]。通过三维有限元分析,对不同洞型的受力开展研究,可以为临床洞型设计提供理论参考。在咀嚼作用下,牙冠表面受到的压力可能会导致牙或修复体的折断或者两者的衔接面出现裂隙并延伸至牙体内部。Shubhashini等^[6]对不同的充填材料在修复V类洞型时的应力集中状况进行研究,发现应力集中发生在洞形边缘,在反复受力时,牙体组织容易

【收稿日期】 2016-04-13; **【修回日期】** 2016-05-26

【基金项目】 广东省科技计划项目(2016ZC0134)

【作者简介】 陈海,副主任医师,学士, Email: chwy7377@163.com

【通讯作者】 黄雨婷,硕士研究生,学士, Email: 1194394844@qq.com

折裂,修复缺损有利于减小应力集中。此外,修复后的牙应力集中区域一般位于修复区周围。这种现象同时出现在 Auzziello 等^[7]研究的 MOD 洞型中。他们通过 CAD 及有限元法评估修复牙的生物力学行为及折裂前的疲劳寿命时发现 MOD 模型的最大应力约为 50 MPa,而应力出现于修复体与牙体组织的分界面上。同样对于 MOD 洞型的研究, Kantardziel 等^[8]认为 MOD 洞型的设计直接影响前磨牙直接树脂充填的受力情况。覆盖腭侧牙尖并降低腭尖高度的洞型设计是较为理想的选择,这种设计能够使修复后的牙齿获得更好的生物力学优势。

在直接修复过程中除了选择合适的洞型设计外,材料的选择也是至关重要的。Senqul 等^[9]研究了不同材料修复的经典 II 类洞型修复牙应力分布的差异,结果发现:各模型中最大应力都出现在牙釉质和修复体上。其中,对牙釉质受力分析发现,流动树脂模型受力最大,其次是光固化树脂,银汞合金受力最小。而对修复体受力分析发现,混合型复合树脂受力最大,其次是银汞合金,而光固化树脂、流动树脂受力最小。因此,在修复体材料的选择上因考虑其弹性模量是否能平衡应力分布,尽量选择弹性模量与剩余牙体组织相近的修复材料,减少牙体及修复体的应力集中,从而减少修复的失败率。

2 嵌体及高嵌体的三维有限元分析

随着嵌体技术的发展,计算机辅助设计与制造(computer aided design and manufacturing, CAD/CAM)应用于嵌体的设计,新型材料的研发使嵌体的性能得到了很大的提高,从而提高了临床成功率。Holberg 等^[10]通过有限元法研究了嵌体的不同厚度对其应力分布的影响。发现各组模型的最大主应力都分布在嵌体的肩部及厚度最小的区域。随着嵌体厚度从 0.7 mm 增加到 2.0 mm,其最大应力及最小应力值并没有成逐渐递增或递减的趋势,而且应力大小的变化无明显规律,表明嵌体厚度的减小对其应力分布无明显影响。Mei 等^[11]研究了随着嵌体宽度从 2.0 mm 增加到 4.0 mm,在倾斜方向上受力时牙本质产生的最大应力依次增加,而在用相同宽度进行高嵌体修复时,牙本质受到的应力明显减少。这可能是由于高嵌体修复时,其应力有效地传递到修复体本身而很少传递到下面的牙本质。因此,当缺损较大时建议使用

高嵌体修复。

Jiang 等^[12]运用三维有限元法研究不同材料的嵌体或高嵌体修复下颌第一磨牙后的应力分布情况。结果发现:相同的设计组中,金合金模型比复合树脂和陶瓷模型总体上产生了更大的 Von Mises 应力。在研究的模型中,修复牙的应力随修复材料弹性模量的增加而升高,其中,复合树脂高嵌体在减小修复牙内部应力方面表现出相对有效的作用。同样,Yamanel 等^[13]发现在两种不同的纳米复合树脂中,弹性模量低的复合树脂在牙体上产生的应力小,同时发现高嵌体的设计方式能更有效地减少牙体的应力,从而保护修复牙。

张丹等^[14]认为临床上经全瓷嵌体修复后的牙出现折裂或牙髓过敏症状可能与垫底材料在功能状态下发生折裂,使其连续性遭到破坏从而不能隔绝外界刺激有关,研究显示随着垫底材料弹性模量的逐渐增高,越接近于牙本质的弹性模量的垫底材料,嵌体、牙釉质和粘结剂层中的最大主应力越小。因此,与牙本质弹性模量接近的垫底材料,对嵌体、牙体的保护有利,同时对粘结剂层的完整性和维护嵌体的边缘封闭也有利。全瓷嵌体修复如果增加垫底层,有可能会使嵌体、牙釉质和粘结剂层中应力值增高,增加了嵌体、牙体组织折断的可能性。

3 贴面的三维有限元分析

机械性能对修复体的远期成功率是十分重要的,目前,不同的切端设计是否会影响贴面的性能还存在争议。Li 等^[15]以上颌切牙为模型发现:贴面和牙体的最大压力值出现在对接型设计组中。压力分布最均匀的是腭侧凹槽型设计的全瓷材料的贴面牙,此种设计耐压性能更好。腭侧凹槽型设计使得修复牙的瓷层及剩余牙体组织的最大应力都得到降低,而瓷层的应力大于牙体组织的应力,在一定程度上吸收了部分应力从而保护了剩余牙体组织。当其做前伸运动时的受力大于牙尖交错位时的受力。同样,姜雅萍等^[16]研究了上颌中切牙瓷贴面修复体不同切缘、不同颈缘设计的应力分布状况时发现:浅凹型颈缘设计利于减小瓷贴面本身所受破坏性应力,但粘接层破坏性应力较大;圆直角型设计易造成瓷贴面应力集中,同等条件下较羽刃状和浅凹型设计更易导致瓷材料破裂。对于颈部浅凹型,切端设计不同时:开窗型瓷贴面复合体承受破坏性应力较大,较其它设计易损坏;而对接型

设计利于保护瓷贴面,但粘接层较易破坏;同时,切缘包绕型和斜面型瓷贴面本身承受破坏性应力较大,但粘接层和基牙应力分布较开窗型和对接型均匀,有利于保护粘接层和基牙牙体。

4 全冠修复的三维有限元分析

当冠部牙体缺损量大,直接的修复治疗无法提供足够的机械强度时,往往会选择全冠修复,而全冠修复的牙体预备设计既要考虑为修复体提供足够的空间,同时还要保证剩余牙体组织对咬合咀嚼作用的承受能力,不当的预备容易造成冠的受力失衡,甚至是全瓷冠折裂。

Ha等^[17]基于三维有限元的分析结果对不同肩台厚度设计的全瓷冠修复模型进行评估。当模拟最大咀嚼力作用于全瓷冠的瓷表面时,肩台的位置越高,修复体边缘的应力越大,瓷层的应力越小,因此肩台加强型氧化锆冠有较强的防崩瓷的优势。Hu等^[18]研究上颌中切牙全瓷冠模型发现:传统顶盖设计、改良型舌面无瓷贴层、改良型舌侧边缘无瓷贴层设计最大应力都出现在施力位点。与传统顶盖设计和改良型舌面无瓷贴层相比,改良型舌侧边缘无瓷贴层受力最小。因此,改良型舌侧边缘无瓷贴层能减少全瓷冠由于瓷层破裂而失败,特别适用于异常咬合力作用时。

除了牙体预备方面的因素外,材料的选择对修复牙的应力分布也有很大的影响。Keulemans等^[19]通过三维有限元法对不同材料的单端树脂粘接桥的生物力学性能进行析发现:在相同负载作用下,氧化锆受到应力最大,其次是金合金、玻璃陶瓷、间接纤维增强型复合树脂、直接纤维增强型复合树脂。而位移最大的是间接纤维增强型复合树脂和直接纤维增强型复合树脂。此外,选择直接纤维增强型复合树脂等^[19]和间接纤维增强型复合树脂的单端树脂粘接桥最大应力出现在修复体上端的近中部位;而选择金合金、玻璃陶瓷、氧化锆的单端树脂粘接桥的最大应力出现在修复体颈部。Keulemans等^[19]认为,纤维增强型复合树脂型单端树脂粘接桥能提供更好的生物力学性能。

5 桩核冠修复的三维有限元分析

临床上桩核冠的修复也经常存在一些问题,比如瓷层的微裂、桩核的移位甚至牙齿的折断等,这些问题很大程度上都与修复体的机械性能及形变有关。Jiang等^[12]通过三维有限元法分布发现死

髓牙的牙本质比活髓牙的牙本质承受的应力更加集中。标准的充填方式可以降低根管内部的应力。充填物的弹性模量越高,Von Mises应力值也越大。因此,在根管治疗后选择合适的桩核系统,尽量减少根管的应力集中就尤为重要。

Lazari等^[20]在分析根管和玻璃纤维桩的直径对牙本质、粘接层、桩的生物力学行为的影响时发现:行桩冠修复时应力主要集中在桩的表面,根管或玻璃纤维桩的直径对应力分布无明显影响。而Madfa等^[21]研究不同形状的桩对牙修复后的稳定性影响时发现:锥型桩的设计比平行型产生更大的应力,特别是在桩的中心区。但研究者强调在临床上需以实际情况而定,没有必要为预备出平行的桩道而过多的磨切根管。

Durmus等^[22]设计三维有限元模型研究不同材料的桩核冠受力情况发现牙根的冠1/3部分受到的应力值较大,当桩的材料具备高的弹性模量时,在受到咀嚼力作用时,其本身会出现高的应力值而周围牙体组织的受力却会减小。复合树脂核在牙根上产生较大应力而在牙与桩界面及桩上产生较小的形变。桩的材料必须拥有与牙本质相似的物理性能并且与牙体结构有良好的适应性。除了桩本身的材料对应力分布的影响外,粘接层材料的影响也不容忽视。Ovar^[23]发现,粘接层材料弹性模量的增加,会使修复体牙颈部的应力集中有所减小,建议使用与牙本质弹性模量接近的粘接剂。此外,随着粘接剂弹性模量的增加,根管及桩的应力值有所减小,这可能是由于非刚性材料吸收应力的能力强于刚性材料,应力更容易向邻近组织传递。因此,使用低弹性模量的桩核材料及高弹性模量的粘接剂材料能减少桩核、牙根、粘接层的形变,同时减少桩核的应力分布。相比而言,镍铬合金烤瓷冠、金铂合金桩核及磷酸锌或聚羧酸锌粘接剂的组合更适合桩核冠修复。此外,Lazari等^[20]通过三维有限元法分析发现粘接层的厚度同样会影响应力的分布情况,粘接剂越薄越不利于应力的传递,更容易造成应力集中。

6 小结

综上所述,三维有限元分析法在对牙体不同修复方式、不同修复材料的力学研究上有显著的优势。牙体缺损的修复方式不是唯一的,依据缺损量的不同、牙位的改变、患者自身的需求等需进行个性化设计。根据三维有限元法对牙体缺损修

复的研究,选择合适的修复方式供临床参考,可使修复牙得到良好的生物力学性能,增加修复的成功率。然而,三维有限元分析法本身存在缺点,在研究过程中设置的条件过于理想化,与临床实际情况有差异,这将降低实验结果的可信度。同时,在传统的研究中,应力的加载往往对单位点单向加载,这与复杂的咀嚼过程中牙齿的受力情况有很大不同,因此实验结果也将与实际有所出入。三维有限元分析法是一种了解牙齿生物力学的辅助工具,对于临床上存在的问题还待进一步研究。

参考文献

- [1] Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of restored axisymmetric first molar[J]. *J Biomech*, 1973, 5(6): 511-514.
- [2] Pascal Magne. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data[J]. *Dent Mater*, 2007, 23(5): 539-548.
- [3] 赵维涛,陈孝. 有限元法基础[M]. 北京: 科学出版社, 2009: 1.
- [4] 张白冰,李健. 三维有限元在牙体牙髓病学中的应用[J]. *广东牙病防治*, 2014, 22(11): 614-616.
- [5] 王洪宁,秦行林,刘东旭,等. 基于micro-CT成像的仿真牙周膜有限元建模探讨[J]. *口腔疾病防治*, 2016, 24(5): 283-287.
- [6] Shubhashini N, Meena N, Shetty A, et al. Finite element analysis of stress concentration in Class V restorations of four groups of restorative materials in mandibular premolar[J]. *J Conserv Dent*, 2008, 11(3): 121-126.
- [7] Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, et al. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite - restored posterior teeth[J]. *Dent Mater*, 2011, 27(5): 423-430.
- [8] Kantardžić I, Vasiljević D, Blazić L, et al. Influence of cavity design preparation on stress values in maxillary premolar: a finite element analysis[J]. *Croat Med J*, 2012, 53(6): 568-576.
- [9] Senqul F, Gurbuz T, Senqul S. Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations[J]. *Eur J PaediatrDent*, 2014, 15(3): 317-322.
- [10] Holberg C, Rudzki-Janson L, Wichelhaus A, et al. Ceramic inlays: is the inlay thickness an important factor influencing the fracture risk[J]. *J Dent*, 2013, 41(7): 628-635.
- [11] Mei ML, Chen YM, Li H, et al. Influence of the indirect restoration design on the fracture resistance: a finite element study[J]. *Bio Med Eng On Line*, 2016, 15: 3. DOI 10.1186/s12938-015-0115-4.
- [12] Jiang W, Bo H, Ge YC, et al. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis[J]. *J Prosthet Dent*, 2010, 103(1): 6-12.
- [13] Yamanel K, Caqlar A, Gülsahi K, et al. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis[J]. *Dent Mater J*, 2009, 28(6): 661-670.
- [14] 张丹,白保晶,张振庭. 上颌前磨牙全瓷嵌体修复三维有限元模型的建立与应力分析[J]. *北京口腔医学*, 2011, 19(1):27-30.
- [15] Li Z, Yang Z, Zuo L, et al. A three - dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations[J]. *J Prosthet Dent*, 2014, 112(2): 325-333.
- [16] 姜雅萍. 上中切牙瓷贴面不同修复设计的三维有限元应力分析[D]. 长春: 吉林大学中日联合医院, 2013: 1-45.
- [17] Ha SR, Kim SH, Han JS, et al. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study[J]. *J Adv Prosthodont*, 2013, 5(2): 187-197.
- [18] Hu J, Dai N, Bao Y, et al. Effect of different coping designs on all-ceramic crown stress distribution: a finite element analysis[J]. *Dent Mater*, 2013, 29(11): 291-298.
- [19] Keulemans F, Shynia A, Lassila LV, et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior two-unit cantilever resin-bonded fixed dental prostheses[J/OL]. *Scientific World Journal*, 2015: 864389 [2016 - 04 - 01]. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25879077>.
- [20] Lazari PC, Oliveira RC, Anchieta RB. Stress distribution on dentin -cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data[J]. *J Appl Oral Sci*, 2013, 21(6): 511-517.
- [21] Madfa AA, Kadir MR, Kashani J, et al. Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs[J]. *Med Enq Phys*, 2014, 36(7): 962-967.
- [22] Durmus G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis[J]. *J Prosthet Dent*, 2014, 112(3): 547-554.
- [23] Ovar P. The effects of post - core and crown material and luting agents on stress distribution in tooth restorations[J]. *J Prosthet Dent*, 2014, 112(2): 211-219.

(编辑 全春天)