

不同载力方式对可摘局部义齿有限元应力分析的影响

韦健¹ 徐缤亭¹ 李清² 王贻宁^{2*}

(1. 武汉大学口腔生物医学教育部重点实验室·湖北省口腔基础医学重点实验室—
省部共建国家重点实验室培育基地 湖北 武汉 430079; 2. 武汉大学口腔医学院修复科)

[摘要] 目的:分析比较可摘局部义齿有限元分析中不同的力量加载方式对应力分布的影响,并探讨 T-Scan 数字化咬合分析系统在可摘局部义齿有限元分析中的应用。方法:利用非接触式红外扫描仪和 Simpleware 软件包对下颌肯式 II 类牙列缺损模型和可摘局部义齿模型进行三维建模,使用 T-scan 数字化咬合分析系统获得咀嚼力的分布,在 Abaqus 软件中分析比较不同载力方式对牙槽骨上应力分布的影响。结果:加载合力越大,缺失侧近中基牙牙槽窝和剩余牙槽嵴上的应力也越大;同等大小的加载合力条件下,合力中心靠近缺失侧近中基牙时,基牙牙槽窝上会产生更大的应力集中,剩余牙槽嵴上应力分布则更均匀。结论:不同载力方式会对可摘局部义齿三维有限元分析带来明显影响;T-Scan 可获得更可靠的咬合力分布并用于指导可摘局部义齿有限元分析的力量加载。

[关键词] 三维有限元 可摘局部义齿 载力方式

[中图分类号] R783.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1671—7651(2013)05—0417—04

Influence of Different Loading Forms on the Finite Element Stress Analysis. WEI Jian, XU Bin-ting, LI Qing, et al. *The Key Laboratory of Oral Biomedicine (Wuhan University), Ministry of Education China & The State Key Laboratory Breeding Base of Basic Science of Stomatology, Hubei Province, Wuhan 430079*

[Abstract] **Objective:** To evaluate the influence of different loading points and quantities on the stress distribution and the application of T-Scan in the three-dimensional finite element analysis. **Methods:** FE model was created which included: alveolar bone, mucosa, abutments, periodontal ligaments, framework and artificial teeth. The biting force distribution intra-oral was obtained by using the appliance of T-Scan. Then three kinds of vertical loadings with different loading points and quantities were applied on the artificial teeth of the RPD and the stress distributions on the alveolar bone were evaluated. **Results:** The stress on the alveolar bone was higher when the quantity of the vertical loading increased. Under the same quantity of loadings, the stress in the alveolus of the distal abutment increased when the loading was closer to the mesial aspect, and stress on the residual alveolar ridge was more well-distributed. **Conclusion:** Different loading points and quantities can influence the stress distribution of the finite element analysis and T-Scan is an effective method to obtain reliable loading form.

[Key words] Finite element analysis Removable partial denture Different loadings

有限元分析自 20 世纪 70 年代被引入口腔医学以来,相继被应用到了固定局部义齿、种植义齿和可摘局部义齿的研究之中,为优化临床设计提供了许多宝贵的资料^[1~3]。相比传统的力学分析方式,有限元分析省时、省力、可重复性好,更能直观地展现应力的传导和分布,近年来被越来越多地应用于各类义齿的研究当中。在使用有限元分析方法对不同义齿设计进行研究的同时,许多学者就如何增强有

限元分析结果的可靠性进行了探索。Dittmer 等在实验中使用不同单元格划分方式,发现单元数目的多少可一定程度上影响有限元分析的结果^[4]。Cattaneo 和 Kanbara 等的研究中,对牙周膜和牙槽黏膜进行了非线性的模拟,其结果也更具说服力^[5,6]。Muraki 等对义齿与基牙之间,基牙与邻近牙体间的滑动与摩擦现象进行了模拟,使有限元分析更真实地反映义齿在口腔中受力的实际情况^[7]。

但目前就不同的载力方式影响可摘局部义齿有限元分析结果的研究还较少;受限于各研究中建模精密度和约束条件的差异,各实验结果皆存在一定的局限性。本实验拟采用非线性有限元分析方法,在高精度的肯式 II 类牙列缺损可摘局部义齿三维模

基金项目 国家自然科学基金(编号:81100784)

作者简介 韦健(1987~),男,广西柳州人,博士,主要从事口腔修复学的研究工作。

*通讯作者 王贻宁,电话:027-87686318

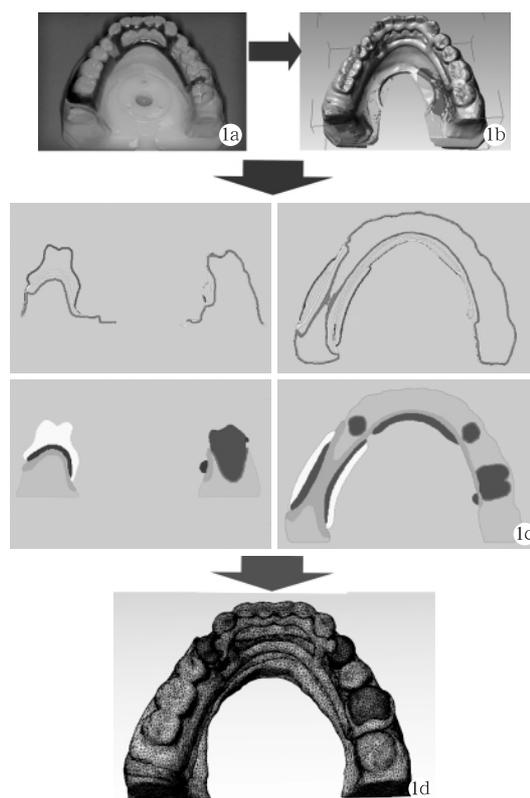
型上进行 3 组不同的咀嚼力加载, 分析比较不同载力方式对有限元分析结果的影响, 并探讨 T-Scan 数字化咬合分析系统在可摘局部义齿有限元分析中的应用。

1 材料与方法

1.1 实物模型的获取 选择男性志愿者 1 名(牙列完整、咬(殆)关系正常、牙冠无明显缺损), 签署知情同意书后用藻酸盐印模材料制取下颌模型并灌注石膏。在石膏模型上磨除左侧第二前磨牙、第一磨牙、第二磨牙牙冠部分和该区域下方部分表层石膏, 以获得肯氏 II 类牙列缺损的初始石膏模型。

1.2 实验设备和软件 电脑设备: ThinkPad T420。非接触式红外三维扫描仪: laser-based 3D digitizing system (D800, German)。数字化咬合分析系统: T-Scan III Computerized Occlusal Analysis system (Tekscan, American)。建模和分析软件: Simpleware (Exeter, UK); Abaqus (Simulia, France)。

1.3 三维有限元模型的建立 利用非接触式红外三维扫描仪分别对初始石膏模型、铸造式义齿支架蜡型和人工牙蜡型(包含基托部分), 进行扫描, 将数据保存为 stl 格式并导出。然后除去所有蜡型, 在初始石膏模型中义齿支架和基托下方均匀磨除 2 mm 间隙, 模拟牙槽黏膜的间隙, 以相同方式进行扫描。每次扫描确保石膏模型底座固定于扫描台同一位置。将所有 stl 格式文件导入 Simpleware 软件(图 1a), 生成 sip 格式文件后分别对其进行实体填充(图 1b、1c)。运用软件中布尔逻辑操作, 将牙槽骨、黏膜、支架和人工牙(包含基托)部分选中, 去除多余部分, 生成三维实体模型。义齿的基牙部分将采用手动逐层填充的方式构建三维模型; 基牙周围 0.4 mm(网格化后平均为 0.35 mm) 区间内生成牙周膜模型。为模拟近中基牙牙槽骨吸收, 其牙周膜高度控制为牙体总长 1/3, 牙体其余部分与牙槽骨、牙龈不形成接触。由于建模需耗费大量人力劳动, 在不影响实验结论的前提下, 部分模型被进行了适当地简化。如牙龈模型只进行了局部的构建; 非义齿基牙的牙体不进行单独三维的重建; 义齿支架的设计参考可摘局部义齿设计原则^[7], 其中将影响较小的右下第二恒磨牙上的卡环组也进行了省略。具体简化内容如图 1d。有限元模型物理大小为 62.2 mm×75.4 mm×35.2 mm, 分辨率为 0.2 mm×0.2 mm×0.2 mm, 网格划分后节点总数为 82812, 单元格总数 295289。



1a: 石膏模型和义齿的蜡型; 1b: 模型扫描后在软件中的体表形貌; 1c: 导入 Simpleware 中并对模型各个部分进行实体填充; 1d: 完成后的三维有限元模型

图 1 三维有限元模型的建立

Fig. 1 The fabrication of 3D finite element models

1.4 实验假设和材料属性 实验中所有材料均假设为各向同性、连续且均质的线弹性材料, 具体参数见表 1。将牙槽骨基底部的所有单元格设定为全方向的约束, 限制其移动。参考已有文献资料, 支架与基牙之间, 支架与黏膜之间的摩擦系数设定为 0.2^[8]和 0^[9], 以模拟义齿在口内的滑动与摩擦现象。其余各组分之间设置为完全粘连, 不可相对移动。

表 1 有限元模型的材料参数

Table 1 Material properties used in the finite element models

材料	弹性模量/MPa	泊松比
人工牙	1 960	0.30
义齿支架(钴铬合金)	200 000	0.30
天然牙	19 600	0.30
牙槽骨	12 200	0.30
牙周膜	69	0.45
黏膜	3.4	0.45

1.5 咀嚼力分布检测 志愿者口内正中咬合状态下的咀嚼力分布由 T-Scan 获得, 如图 2a。下颌正中咬合的接触点由临床医生使用蓝色齿科咬合纸检测, 如图 2b。经对比分析后, 在三维有限元模型上设置 4 个类似的加力位点, 见图 2c。

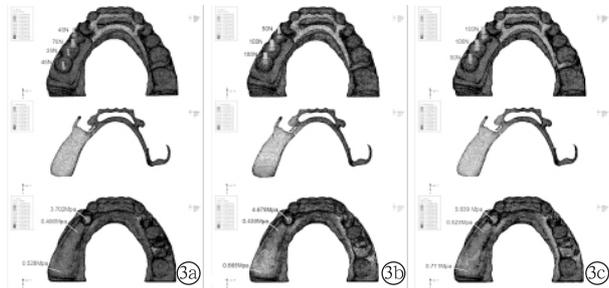


2a: T-Scan 对志愿者口内咬合力分布的检测; 2b: 利用咬合纸对志愿者口内咬合接触点的检查; 2c: 在三维有限元模型上模拟的加力位点

图 2 口内的咬合力分布检测及在有限元模型中的模拟加载

Fig. 2 Biting forces distribution intra-oral and the simulation on finite element models

1.6 载力方式 参考 T-Scan 结果, 以总合力 500N 计算义齿上 4 个加力位点上力的大小, 分别为 40N(8%)、70N(14%)、25N(5%)、45N(9%), 记录为载力方式一。经参考国内外文献资料, 本实验设计了另外两组加力方式, 载力方式二: 分别在义齿第二前磨牙殆面窝中间处、第一磨牙中央窝和第二磨牙中央窝处给予 50N、100N、100N 的咀嚼压力; 载力方式三: 分别在义齿第二前磨牙殆面窝中间处、第一磨牙中央窝和第二磨牙中央窝处给予 100N、100N、50N 的咀嚼压力, 见图 3。所有载力方向均设定为与殆平面垂直向下。



图中自上而下依次为模型载力下应力分布总图、义齿支架的位移云图和牙槽骨上的应力分布云图。3a: 载力方式一, 具体载力位点和力量如图; 3b: 载力方式二, 人工牙上从近中向远中分别加力 50N、100N 和 100N; 3c: 载力方式三, 人工牙上从近中向远中分别加力 100N、100N 和 50N

图 3 不同载力方式下义齿支架的位移和牙槽骨上应力分布云图

Fig. 3 Different loading conditions and their impacts on the displacement and stress distribution

2 结果

载力方式一中, 支架近中下方牙槽嵴上应力值为 0.406 MPa, 远中为 0.528 MPa; 近中基牙牙槽窝底部应力值为 3.702 MPa(图 3a)。载力方式二中, 义齿支架远中较近中出现了更明显的位移; 支架近中下方牙槽嵴上应力值为 0.438 MPa, 远中为 0.868 MPa; 近中基牙牙槽窝底部亦出现应力集中, 应力值为 4.678Mpa(图 3b)。载力方式三中, 义齿支架近、远中的位移量差距较小; 支架近中下方牙槽嵴

上应力值为 0.523 MPa, 远中为 0.711 MPa; 近中基牙牙槽窝底部应力值为 5.839 MPa, 为三组中最大(图 3c)。

3 讨论

种族、性别、年龄、身高和体重等均会影响到个体咀嚼肌力的大小^[10], 因而人体的最大咀嚼力一直未有定论。回顾已有的有限元研究, 单颗种植义齿、固定局部义齿或可摘局部义齿上加力的大小从 50N 至 250 N 不等^[3,11,12]; 多颗义齿情况下的加力方式也比较单一, 多为单颗义齿加力后相累积。这样的加力大小和方式与义齿在患者口内的实际情况差距甚远, 很可能会影响到有限元分析结果的可靠性。

3.1 可摘局部义齿修复游离端缺损所面临的挑战

常规可摘局部义齿修复游离端缺损时, 采用的是基牙与黏膜混合支持的形式。基牙和牙槽黏膜不同的可让性使得义齿在受力的过程中在近中基牙上形成支点, 并旋转下沉。这不仅会导致剩余牙槽嵴远端的应力集中, 还会给近中基牙带来扭力, 影响基牙的牙周健康^[13]。在修复游离端缺损时采用 RPI(包括近中殆支托, 远中邻面板和 I 杆)的设计, 可适当减少基牙的扭力, 让剩余牙槽嵴上受力更均匀。但即便如此, 义齿在受力下沉时, 仍然会形成支点并产生旋转, 在剩余牙槽骨远中形成应力的集中。

3.2 3 种不同载力方式对义齿应力分布的影响

本实验结果发现, 载力总合力越大, 牙槽骨上的应力也越大。比较载力方式一和载力方式二, 载力方式一在义齿上加力的合力大小为 180N, 比载力方式二中的总合力 250N 要低, 因而在近中基牙牙槽窝和剩余牙槽嵴近、远中区域的应力值都较低(图 3a、3b)。比较载力方式二和载力方式三发现, 相同大小总合力条件下, 载力中心靠后则牙槽骨远中上应力越大, 反之则近中基牙牙槽窝的应力越大, 剩余牙槽嵴上受力越均匀(图 3b、3c)。载力方式二中, 义齿支架远中出现了明显的旋转下沉, 牙槽骨远端的

应力值在三组中最大,为 0.868 MPa;近中基牙牙槽窝中的应力值为 4.678 MPa。载力方式三中,载力的总殆力中心更靠近于近中的基牙,因而其牙槽骨远端的受力值出现了降低,为 0.711 MPa;由于殆力中心的前移,也使得力量更多地传递给了近中的基牙和剩余牙槽嵴的近中区域,导致该区域的应力值上升,其中基牙牙槽窝中的应力值为 5.839 MPa。从 3 组义齿支架位移云图中看到了一致的结果:第一、第三组载力方式作用下,由于总合力靠近近中,义齿支架下沉更为均匀,牙槽骨上的应力分布更加均匀。咀嚼力在剩余牙槽嵴上更均匀的分布可减少黏膜压痛的产生。因而在可摘局部义齿修复游离端缺损时,为了减少压痛的产生,除了要减小人工牙殆面的面积和扩大基托伸展范围之外,还要适当地将咀嚼殆力的中心前移。然而在义齿均匀下沉的同时,这样的加力方式可直接导致近中基牙上的应力集中,使近中基牙上承受更大的咀嚼应力。由于牙周膜和牙槽黏膜上能承受多大的应力一直未见报道,本文对其二者的粘弹性和其内部应力分布情况未作进一步的分析。后续的实验中有望对该部分进行深入研究和探讨。

3.3 T-Scan 在可摘局部义齿有限元分析中的应用 使用混合支持式可摘局部义齿修复游离端缺损时,不同支持组织的可让性不同使得义齿受力过程中不可避免地产生了旋转下沉。由于产生了支点,义齿上不同位点的力量或相同位点上不同的力量都会产生不同的力矩,形成不同的旋转力量,从而导致不一样的应力分布。利用 T-Scan 可对口内的咀嚼力分布进行数字化的检测和分析,获得更科学可靠的数据用于指导有限元分析中殆力的加载,以获得更可靠的应力分布结果。实验结果证实了 T-Scan 数字化咬合分析系统应用于可摘局部义齿有限元分析的可行性。未来实验中,对真实患者所进行的高精度有限元建模结合可摘局部义齿在患者口内的 T-Scan 咬合检测数据的分析方法有望与实物模型分析和临床实验研究共同成为分析研究可摘局部义齿的强有力方法。

基于本实验的条件下,发现不同载力方式会明显影响可摘局部义齿三维有限元分析的结果;T-Scan 可获得更可靠的咬合力分布并用于指导可摘局部义齿有限元分析的力量加载。从有限元分析结果中还发现,应用可摘局部义齿修复游离端缺损时,不仅要考虑减小人工牙上的咀嚼力,更要适当调整

受力中心使得咀嚼应力更均匀广泛地分布,从而保护基牙和口腔支持组织的健康。

参考文献

- [1] Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, et al. Stresses and distortions within zirconia—fixed dental prostheses due to the veneering process [J]. *Acta Biomater*, 2009, 5(8): 3231—3239
- [2] Freitas—Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant—abutment connections: An in vitro laboratory and three—dimensional finite element analysis [J]. *Dent Mater*, 2012, 28(10): 218—228
- [3] Aoda K, Shimamura I, Tahara Y, et al. Retainer design for unilateral extension base partial removable dental prosthesis by three—dimensional finite element analysis [J]. *J Prosthodont Res*, 2010, 54(2): 84—91
- [4] Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, et al. Finite element analysis of a four—unit all—ceramic fixed partial denture [J]. *Acta Biomater*, 2009, 5(4): 1349—1355
- [5] Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement [J]. *J Dent Res*, 2005, 84(5): 428—433
- [6] Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, et al. Three—dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non—linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs [J]. *Dent Mater J*, 2012, 31(2): 297—308
- [7] 赵钦民. 口腔修复学[M]. 第 6 版. 北京:人民卫生出版社, 2008,247
- [8] Muraki H, Wakabayashi N, Park I, et al. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament [J]. *J Dent*, 2004, 32(8): 659—665
- [9] Takayama Y, Yamada T, Araki O, et al. The dynamic behaviour of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method [J]. *J Oral Rehabil*, 2001, 28(11): 1064—1074
- [10] Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, et al. Effect of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution [J]. *Clin Oral Invest*, 2001, 5(1): 63—68
- [11] Dejak BM, Totkowski A, Romanowicz M, et al. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication [J]. *J Prosthet Dent*, 2003, 90(6): 591—597
- [12] 张敬阳,庞光明,陈建钢. 上颌第一磨牙分体桩核冠的三维有限元分析[J]. *口腔医学研究*, 2012, 28(3): 237—243
- [13] Kapur KK, Deupree R, Dent RJ, et al. A randomized clinical trial of two basic removable partial denture designs. Part I: Comparisons of five—year success rates and periodontal health [J]. *J Prosthet Dent*, 1994, 72(3): 268—282

[收稿日期:2013—01—04]

(本文编辑 李四群)