

[文章编号] 1000-1182(2007)06-0591-04

动态载荷下下前牙固定桥基牙牙周膜的 三维有限元法分析

马 达¹, 唐 亮², 潘燕环³

(1.中山大学光华口腔医学研究所 修复科, 广东 广州 510060;

2.暨南大学医学院 口腔系; 3.暨南大学理工学院 力学与土木工程系, 广东 广州 510632)

[摘要] 目的 用三维有限元法分析动态载荷下下前牙固定桥修复前、后基牙牙周膜的应力和应变分布规律。方法 对有限元模型进行动态垂直、斜向加载, 计算基牙牙周膜的应力和应变值, 绘出牙周膜的应力分布图及牙周膜的应力-时间曲线。结果 动态载荷下, 下前牙固定桥修复前、后基牙牙周膜的应力和应变分布趋势与静态载荷基本相同, 但其大小明显降低, 变化率为60%-75%。牙周膜的应力分布及大小具有时间依赖性, 一个咀嚼周期结束后, 牙周膜有残余应力存在。斜向冲击载荷时, 牙周膜应力下降直至消失的时间比垂直向冲击载荷短。结论 动态载荷下, 下前牙固定桥修复前、后基牙牙周膜的应力和应变值明显降低。在一个咀嚼周期中, 牙周膜的应力分布和大小具有时间依赖性, 一个咀嚼周期结束时, 牙周膜有残余应力存在。残余应力的大小与加载量及加载方向有关。加载方向是影响牙周膜应力分布、应力累积和应力释放的重要因素。

[关键词] 固定桥; 牙周膜; 三维有限元法; 动力分析; 应力; 应变

[中图分类号] R318.01 [文献标识码] A

Three-dimensional stress analysis of periodontal ligament of mandible incisors fixed bridge abutments under dynamic loads by finite element method MA Da¹, TANG Liang², PAN Yan-huan³. (1. Dept. of Prosthetics, Guanghua Graduate School of Stomatology, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510060, China; 2. Dept. of Stomatology, Medical College, Jinan University, Guangzhou 510632, China; 3. Dept. of Mechanics and Civil Engineering, Engineering College, Jinan University, Guangzhou 510632, China)

[Abstract] Objective Three-dimensional finite method was used to analyze stress and strain distributions of periodontal ligament of abutments under dynamic loads. Methods Finite element analysis was performed on the model under dynamic loads with vertical and oblique directions. The stress and strain distributions and stress-time curves were analyzed to study the biomechanical behavior of periodontal ligament of abutments. Results The stress and strain distributions of periodontal ligament under dynamic load were same with the static load. But the maximum stress and strain decreased apparently. The rate of change was between 60%-75%. The periodontal ligament had time-dependent mechanical behaviors. Some level of residual stress in periodontal ligament was left after one mastication period. The stress-free time under oblique load was shorter than that of vertical load. Conclusion The maximum stress and strain decrease apparently under dynamic loads. The periodontal ligament has time-dependent mechanical behaviors during one mastication. There is some level of residual stress left after one mastication period. The level of residual stress is related to the magnitude and the direction of loads. The direction of applied loads is one important factor that affected the stress distribution and accumulation and release of abutment periodontal ligament.

[Key words] fixed bridge; periodontal ligament; finite element method; dynamic analysis; stress; strain

下颌前牙双端固定桥是一类临床常见修复体。在咀嚼运动中基牙牙周膜受动态冲击载荷作用, 其变形和应力状态与运动过程有关。本研究用三维有限元动力分析法, 研究一个咀嚼周期^[1]内下颌前牙

固定桥基牙牙周膜瞬态动力响应问题, 包括加载停止时 ($t=0.2\text{ s}$) 和一个咀嚼周期完成时 ($t=0.875\text{ s}$) 牙周膜的应力和应变分布规律及应力随时间的变化关系。

1 材料和方法

1.1 固定桥的设计

1—缺失, 以2—1为基牙, 双端固定桥修复1—。

[收稿日期] 2006-12-23; [修回日期] 2007-06-01

[基金项目] 广东省自然科学基金资助项目 31912)

[作者简介] 马 达 (1976-), 女, 云南人, 硕士

[通讯作者] 唐 亮, Tel: 13500018719

固位体类型为烤瓷全冠固位体，桥体类型为改良盖嵴式桥体，不设计牙髓腔，牙骨质及牙龈略去不计。牙周支持组织包含牙周膜和牙槽骨。

1.2 三维有限元模型的建立

用正常人下颌骨标本行CT断层扫描，扫描层厚为0.5 mm，层间隔为0.2 mm。选出包含21¹的35个层面作为建模范围，通过计算机图形转换软件和3D建模软件获取图像边界信息，应用ANSYS有限元建模模块处理，建立包括牙齿、牙周膜和牙槽骨固定桥修复前、后的几何模型和三维有限元模型^[2]。采用自由网格划分方法、10节点四面体单元进行划分，修复前结构划分为12 292个单元，18 532个节点，修复后划分为27 269个单元，41 648个节点。

1.3 材料的性能

假设牙周膜、牙体和牙槽骨为连续、均质、各向同性的线弹性材料，牙周膜平均厚度约为0.2 mm。牙本质、牙周膜、皮质骨、烤瓷材料的弹性模量分别为18 600^[3]、40^[4]、13 700^[5]、69 000 MPa^[5]；泊松比分别为0.31^[3]、0.45^[4]、0.30^[5]、0.28^[5]；密度分别为2.3^[6]、1.1^[7]、2.2^[6]、2.4 g/cm³^[7]。在本研究中由于加载周期很短，故仅考虑牙周膜的黏性阻尼，阻尼系数为0.3^[7]，不考虑蠕变及应力松弛。相对于牙周膜，牙齿、牙槽骨和烤瓷材料刚度很大，因此在本研究中忽略它们的阻尼，仅考虑质量引起的惯性载荷。

1.4 加载条件

根据我国正常男性青壮年¹力均数加载量情况^[1]，1¹的加载量为127.4 N，1²的加载量为128.4 N，2²的加载量为134.3 N。冲击载荷垂直向和斜向 从唇侧斜向舌侧，与牙体长轴呈45°集中作用于牙体及桥体切缘中央。取后牙一个咀嚼周期 (T=0.875 s)为加载周期，其中正中¹接触时间(冲击载荷时间)为0.2 s，之后为卸载阶段^[1]。位移约束施加在牙槽骨外表面及两侧切面，在牙槽骨前、后的下2/3表面施加固定位移约束，上1/3表面不施加约束；在牙槽骨左右两个切面施加对称位移约束。在t=0时刻，牙周膜的位移、速度和加速度均为零。采用ANSYS有限元分析软件完成计算。输出节点的最大Von Mises应力、应变，并绘出应力分布图。

2 结果

2.1 固定桥修复前、后基牙牙周膜的最大Von Mises应力、应变分布

在t=0.2 s和t=0.875 s时固定桥修复前、后基牙牙周膜的最大Von Mises应力值和应变见表1~3，在两个时间下1¹修复前垂直及斜向载荷时的应力分布见图1。在t=0.2 s时垂直及斜向载荷下牙周膜修复

前、后最大Von Mises应力集中于颈缘，在t=0.875 s时垂直载荷下牙周膜修复前、后最大Von Mises应力集中于根尖，斜向载荷下牙周膜最大Von Mises应力集中于颈缘。t=0.875 s时的应力、应变明显小于t=0.2 s时，两个时间下斜向载荷的应力、应变均大于垂直载荷，修复后的应力、应变大于修复前。动态载荷下牙周膜的应力值无论垂直载荷或斜向载荷时均低于静态载荷，其变化率为60%~75%。

表 1 t=0.2 s和t=0.875 s时固定桥修复前、后的Von Mises应力 (MPa)

Tab 1 Von Mises stress on 0.2 s and 0.875 s before and after restoration (MPa)

项目	t=0.2 s		t=0.875 s	
	垂直载荷	斜向载荷	垂直载荷	斜向载荷
修复前	3.05	16.42	0.24	0.91
位置	颈缘唇侧	颈缘唇侧	根尖	颈缘舌侧
修复后	4.76	26.17	0.43	1.40
位置	颈缘唇侧	颈缘舌侧	根尖	颈缘舌侧

表 2 t=0.2 s和t=0.875 s时固定桥修复前、后的最大应变 (%)

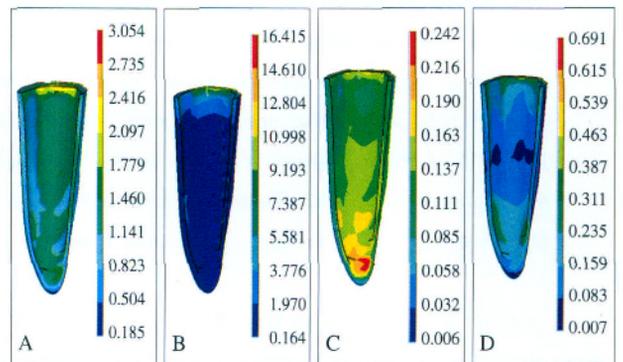
Tab 2 The strain on 0.2 s and 0.875 s before and after restoration (%)

项目	t=0.2 s		t=0.875 s	
	垂直载荷	斜向载荷	垂直载荷	斜向载荷
修复前	7.73	43.00	0.60	2.33
修复后	17.30	94.90	1.55	5.09

表 3 静、动态载荷下Von Mises应力的比较 (MPa)

Tab 3 Von Mises stress difference under static or dynamic load (MPa)

载荷	垂直载荷		斜向载荷	
	修复前	修复后	修复前	修复后
静态载荷	5.32	8.16	26.30	41.91
动态载荷	3.05	4.76	16.42	26.17



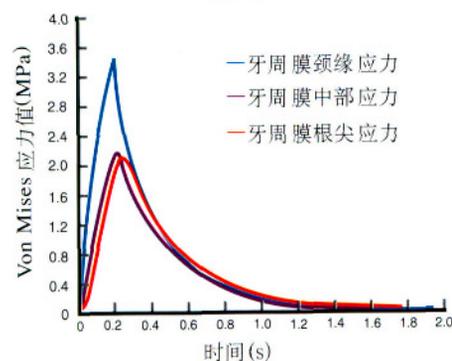
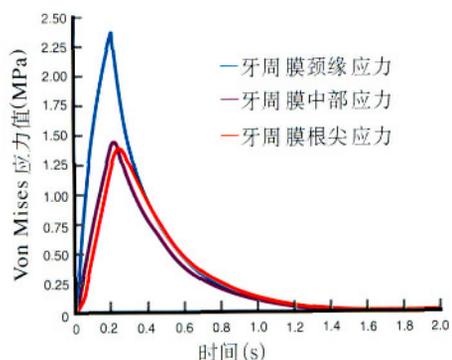
A: t=0.2 s, 垂直载荷; B: t=0.2 s, 斜向载荷; C: t=0.875 s, 垂直载荷; D: t=0.875 s, 斜向载荷

图 1 两种动态载荷下修复前1¹在t=0.2 s和t=0.875 s时牙周膜的应力分布图

Fig 1 Stress distributions of periodontal ligament under two dynamic loads when t=0.2 s and t=0.875 s before the restoration

2.2 固定桥修复前、后基牙牙周膜应力-时间曲线

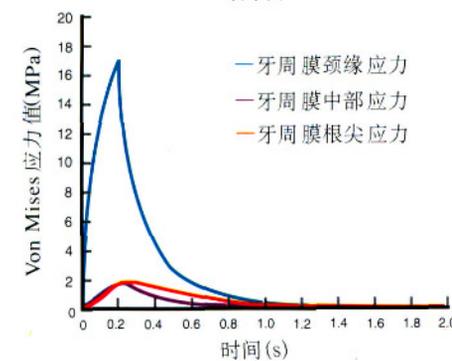
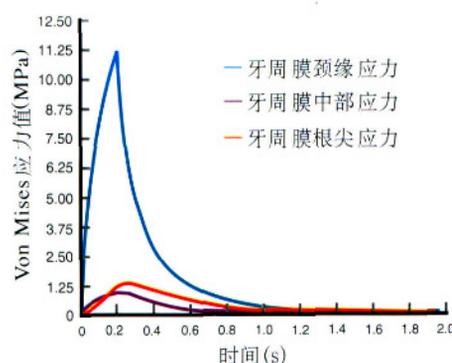
各选取1牙周膜内、外表面的唇侧颈缘、根中及根尖的任一节点作为研究对象，分析固定桥修复前、后基牙牙周膜的应力-时间曲线(图2-4)。



上: 修复前; 下: 修复后

图2 垂直载荷下修复前、后基牙牙周膜唇侧内表面的应力-时间曲线

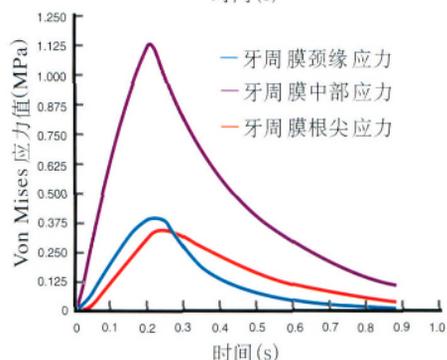
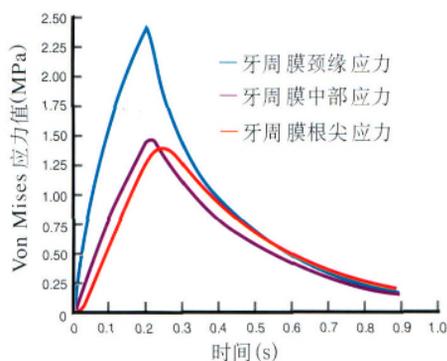
Fig 2 Stress-time curves of periodontal ligament in labia interior surface under vertical loads before and after restoration



上: 修复前; 下: 修复后

图3 斜向载荷下修复前、后基牙牙周膜唇侧内表面的应力-时间曲线

Fig 3 Stress-time curves of periodontal ligament in labia interior surface under oblique loads before and after restoration



上: 内侧节点; 下: 外侧节点

图4 垂直载荷下修复前牙周膜唇侧内、外表面应力-时间曲线
Fig 4 Stress-time curves of periodontal ligament on interior and exterior surface under vertical loads before restoration

从曲线可见,冲击载荷作用下,牙周膜的应力变化呈一单峰曲线,其内(牙周膜的牙骨质面)、外表面(牙周膜的牙槽骨面)的应力随加载时间的延长而上升,当加载停止时,颈缘应力即刻下降。根中和根尖均有迟滞现象,且根尖的延迟时间更长。在 $t=0.875$ s时牙周膜内、外表面还有残余应力存留。两种载荷下,修复后牙周膜的应力随时间变化的趋势基本同修复前,但各个方向的应力值均增大。牙周膜内表面的应力大于外表面,在 $t=0.2$ s时,牙周膜内表面的应力分布是颈缘最大,根中次之,根尖最小;而牙周膜外表面的应力分布是根中最大,颈缘次之,根尖最小。2的应力分布同1,但其应力值较大。

3 讨论

3.1 冲击载荷下牙周膜的应力和应变分布

从本研究的应力-时间曲线可见:在0.2 s的冲击载荷下,牙周膜的应力从零开始上升,在 $t=0.2$ s时或稍作延迟后达最大值,载荷停止后应力即刻或稍作延迟后下降直至消失。颈缘应力延迟时间最短,根中其次,根尖最长。应力上升的越快、应力值越高,其下降速度也越快。牙周膜的应力在 $t=0.2$ s之后才达到最大值,牙周膜这种应力随时间变化的现象反映冲击载荷下牙周膜的应力累积和应力释放过程,即作用于牙体上的殆力通过牙周膜传递到牙槽骨的过程,由于牙周膜的缓冲作用,使应力水平降低。

冲击载荷下，0.2 s内牙周膜的应力分布趋势基本同静态载荷，但其应力和应变值均小于静态载荷，变化率为60%~75%。出现这种结果的原因：1)在动力分析中要考虑牙周膜的黏性阻尼。牙周膜在瞬间冲击载荷下将发生自由振动，阻尼的影响是使振幅衰减。故当殆力向牙周膜传递时，此动力系统能量的耗散将引起牙周膜内部应力降低。牙周膜组织中的流体间质是影响阻尼大小和应力传导的重要因素^[8]。2)牙周膜的负载时间只有0.2 s，其应力还未上升到最大值就开始下降，如果没有开始下一轮的咀嚼循环，牙周膜的应力将在某个时间降为零。

3.2 垂直及斜向载荷下修复前、后牙周膜的应力和应变分布

0.2 s时，垂直冲击载荷下，牙周膜应力分布趋势从颈缘向下逐渐降低，修复前、后最大Von Mises应力都在唇侧颈缘内表面。修复前、后的最大应变分别为7.73%和17.30%，与Middleton等^[9]的研究结果接近。斜向冲击载荷下，牙周膜应力分布趋势从颈缘向下逐渐降低，到根尖孔处应力降到最低。修复前、后最大Von Mises应力分别在唇侧和舌侧颈缘内表面。修复前、后最大应变分别为43.00%和94.90%。

当t=0.875 s时，垂直冲击载荷下，牙周膜应力分布情况是颈缘和根尖区较高，根中部较低。修复前、后最大Von Mises应力都在根尖区牙周膜内表面。修复前、后最大应变分别为0.60%和1.55%。斜向冲击载荷下，基牙牙周膜应力分布情况是颈缘应力最高，根中及根尖区应力较低。修复前、后最大Von Mises应力都在舌侧颈缘内表面。修复前、后最大应变分别为2.33%和5.09%。结果说明在冲击载荷下斜向力使牙周膜产生的内应力远大于垂直向力。

3.3 卸载后固定桥修复前、后牙周膜的应力-时间变化

去除载荷后牙周膜的应力逐渐下降，这与时间、初应力的大小及牙周膜的形状有关。从应力-时间曲线可见，当t=0.875 s时，牙周膜的应力并未完全消失，即有残余应力存在，如修复后垂直载荷时牙周膜的残余应力是最大应力的9.0%，斜向载荷时是5.3%，这时如果没有开始下一个咀嚼周期，牙周膜的应力将继续降低至零。垂直载荷时，固定桥修复前、后牙周膜颈缘、根中和根尖的应力在t=1 s时接近相等，在t=1.75 s时接近为零，约为一个加载周期的2倍；斜向载荷时，修复前、后牙周膜根中和根尖的应力在t=0.875 s时接近为零，颈缘的应力在t=1.3 s左右消失，约为一个加载周期的1.5倍。

如果在一个咀嚼周期后立即开始下一个咀嚼周期，牙周膜的应力将在残余应力的基础上上升，形

成应力累加。本研究的结果显示：牙周膜内表面的残余应力值高于牙周膜外表面；固定桥修复后的残余应力值高于固定桥修复前；斜向载荷时牙周膜的残余应力高于垂直载荷。此外，当咀嚼速率增快时，牙周膜在同一载荷下将产生较高的应力峰值。说明牙周膜残余应力的大小与加载量、加载方向及加载频率有关。由于牙周膜中有丰富的神经末梢和本体感受器，当牙周膜内的应力过高时，可通过神经系统的传导和反射，调节颌骨、肌肉和关节的运动，使咀嚼力得到缓冲。

固定桥修复前、后基牙牙周膜的应力下降速率基本相同。而修复前、后斜向载荷作用时的应力下降速率均比垂直载荷快，提示载荷的方向是影响牙周膜应力释放的主要因素。

[参考文献]

- [1] 皮昕. 口腔解剖生理学[M]. 5版. 北京:人民卫生出版社, 2004 250-257.
Pi Xin. Oral anatomy and physiology[M]. 5th ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2004 250-257.
- [2] 唐亮, 马达, 潘燕环. 下颌前牙固定桥基牙及其支持组织的三维有限元模型的建立[J]. 暨南大学学报, 2005, 26(6): 756-759.
TANG Liang, MA Da, PAN Yan-huan. The construction of the three-dimensional finite element model of the abutment and periodontal tissue of incisor of mandible[J]. J Jinan University, 2005, 26(6): 756-759.
- [3] Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, et al. Mechanical performance of endodontically treated teeth[J]. Finite Elements in Analysis Design, 2001, 37: 587-601.
- [4] Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament[J]. Biomaterials, 1997, 18(14): 995-999.
- [5] Meijer HJ, Kuiper JH, Sarmans FJ, et al. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implant and height of mandible[J]. J Prosthet Dent, 1992, 68(1): 96-102.
- [6] 陈治清. 口腔材料学[M]. 3版. 北京:人民卫生出版社, 1995 86-126.
CHEN Zhi-qing. Oral material[M]. 3rd ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 1995 86-126.
- [7] Ward IM. 固体高聚物的力学性能[M]. 徐懋, 漆宗能, 译. 2版. 北京:科学出版社, 1988 92.
Ward IM. The mechanics performance of solid high polymer[M]. Translated by XU Mao, QI Zong-neng. 2nd ed. Beijing: Press of Science, 1988 92.
- [8] van Driel WD, van Leeuwen EJ, Von den Hoff JW, et al. Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament[J]. Proc Inst Mech Eng, 2000, 214(5): 497-504.
- [9] Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: The initial development of a time-dependent finite element model[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1996, 109(2): 155-162.

(本文编辑 王 晴)