

引起的最大镜面形变仅为 $34\text{nm}^{[2]}$; 振镜在角扫描时由于振镜到屏幕上扫描点的距离有所不同, 因此每转过相同的角位移时, 在屏幕上扫描出的相应线段是不相等的, 从而造成图像畸变。但是振镜一般在小角度范围内扫描的, 当振镜离幕的距离较远时, 线段间的差异是较小的, 对图像畸变影响不大。

实验用的振镜参数:

$$J=4.09 \times 10^{-9} \text{ kg} \cdot \text{m}^2$$

$$D=2 \times 10^{-2} \text{ J/rad}$$

$$K=1.72 \text{ A/rad}$$

$$\omega_0=2.21 \times 10^3 \text{ 1/s}$$

$$t_M \approx 2.9 \text{ ms (临界阻尼态)}$$

参 考 文 献

- 1 H. Michael Tenney and John C. Purcupie, *EOSD*, (10), 40(1975)
 - 2 P. J. Brosens, *Appl. Opt.*, 11(12), 2987(1972)
- (收稿日期: 1987年9月8日)

上颌双侧游离端活动部分义齿的激光全息干涉度量研究*

彭 琬 陈 华 欧阳官 徐君伍 施长溪 梁河清 袁荷英 任宏伟

(第四军医大学, 西安)

郑 文 谭玉山

(西安交通大学)

Study of maxillary bilateral free-end removable partial denture connectors by means of holographic interferometry

Peng Wan, Chen Hua, Ouyang Guan, Xu Junwu, Shi Zhangxi,

Liang Heqing, Yuan Heying, Ren Hongwei

(Stomatological Department, 4th Military Medical University, Xi'an)

Tan Yushan, Zheng Wen

(Research Center of Laser and Infrared Applications, Xi'an Jiaotong University, Xi'an)

提要: 采用激光全息干涉度量术, 在实验室对五种连接体结构各异的上颌双侧游离端部分活动义齿及其相应的牙槽嵴部的受力情况进行了研究。得到了相应的全息干涉图, 并对它们进行了定量分析。

关键词: 全息干涉度量术, 牙科义齿

一、引 言

双侧游离端活动义齿是常见的牙科修复方法, 其连接体起着稳定、固位和传导咬合力使之合理分布的作用。而临床常见装载双侧游离端活动义齿的患者其游离端牙槽嵴吸收较快, 常出现咀嚼无力、疼痛、基托下沉、甚至引起义齿变形等。这些问题的出现说明, 连接体的合理设计对于义齿的修复以及使之更加符合机体的生理需要至关重要。

活动义齿连接体的合理设计, 应建立在各种义齿在外力作用下义齿本身以及牙槽嵴粘骨膜受力情况和变形研究的基础上。但是, 多年来, 有关义齿的生物力学方面的研究大都集中于对基牙和牙槽嵴, 使用的方法多为电测法和光弹法。对于咬合力的直接作用和义齿连接体却很少有人问津。

现在, 全息干涉度量术为这个项目的研究提供了可能性。此法可检测任何不规则表面的位移和变形, 是一种三维的、无损的、精确的、全场的检测方法, 所以在许多领域都已得到了广泛的应用。本文使用这种方法对不同结构设计的连接体和相应的牙

* 全国第一届激光发展研讨会(武汉)入选论文。

槽嵴粘骨膜进行了实验室检测,并对检测结果进行了定量分析,获得了较满意的结果。

二、基本原理

激光全息术具有对物体进行三维形象记录的突出优点,双曝光全息图的干涉条纹可记录物体两次曝光期间加载后的变形量,每一条纹间隔代表的位移量大致等于记录中所用的相干光源波长的一半,因此,用全息干涉量度术能获得高精度的结果。

采用双曝光全息干涉度量术时,若两次曝光之间物体上某点 P 的位移矢量为 L , 相位差为 δ , 那么:

$$\delta = (\mathbf{K}_2 - \mathbf{K}_1) \cdot \mathbf{L} = \mathbf{K} \cdot \mathbf{L} = 2\pi N$$

式中 \mathbf{K}_1 、 \mathbf{K}_2 分别为 P 点的照明方向和观测方向的传播矢量, \mathbf{K} 为灵敏度矢量, N 为绝对条纹级数。

通过上式可计算出物体表面的位移分布。

本研究实验光路图如图 1。实验光路中全息干板 H 与照明物光扩束镜 L_2 尽量靠近,且距物体 O 较远,以保证灵敏度矢量 \mathbf{K} 沿 z 方向。图中 BS 、 L_1 、 M 分别为分束镜、扩束镜和全反镜。

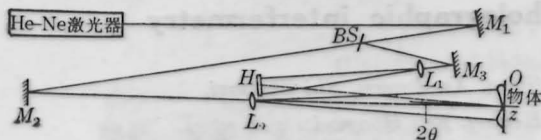


图 1 实验光路图

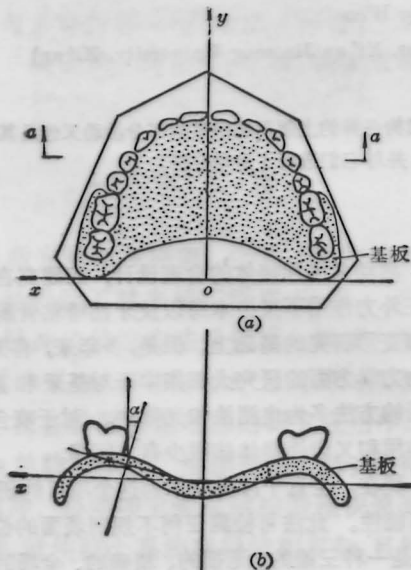


图 2

(a) x - y 坐标平面图; (b) x - z 坐标剖面图

实验中采用模型的坐标系如图 2 所示。

由于义齿配受 z 方向的载荷,实验中采用的位移量又很小,所以基板可近似地认为只在 z 方向产生位移。

综上所述,因 \mathbf{K}_2 、 \mathbf{K}_1 的夹角 θ 很小, \mathbf{K} 沿 z 轴,故计算公式可简化为:

$$\delta = 2\pi N = 2KL_z \cos \theta \approx \frac{4\pi}{\lambda} \cdot L_z$$

$$L_z = \frac{N\lambda}{2}$$

由于基板表面法线 (n) 与 z 轴有一小的夹角 α , 如图 2 所示, 因此

$$L_n = L_z \cdot \cos \alpha = \frac{N\lambda}{2} \cdot \cos \alpha$$

因为基板下面的硅橡胶层具有良好的弹性,实验的全过程又是在材料的线性弹性变形区域内进行的,所以位移 L_n 既表示了硅橡胶层的变形,又表示了牙槽嵴粘骨膜所受到的压力情况。

三、模型实验

本实验采用西德的标准教学模型,翻制成规格、大小一致的人造石模型。义齿基板为聚甲基丙烯酸甲酯,假牙为硬质塑料牙。基板与模型之间以熔蜡铸造法灌注 2.5 mm 厚度的室温硫化硅橡胶模拟粘骨膜。模型、硅橡胶层和基板紧密结合,以保证实验的精度。义齿除连接体设计各异而外,固体体和缺牙类型完全相同。如图 3 所示。

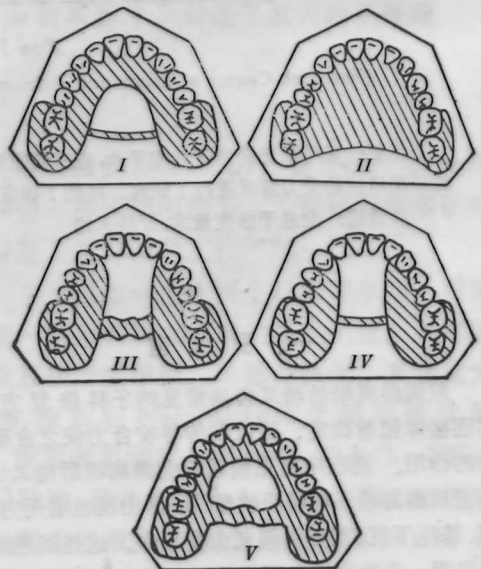


图 3 实验模型

I—前基板、弯制后腭杠型; II—全型基板型;
III—铸造后腭杠型; IV—弯制后腭杠型;
V—前、后铸造腭杠型

实验中设计的加载装置为模型实验专用,采用方向静态加载,加载点位于移面中央凹内。

由于高分子材料具有蠕变特性,为了保证实验结果的精确性、稳定性、重复性和一致性,实验中首先加预载荷,使实验材料达到线性蠕变起始点之后,方可进行加载,而且严格控制预载、加载时间,卸载松弛时间、载荷大小及两次曝光之间的间隔时间。本实验预载荷为 1,000 g,加载荷为 400 g,预载时间为 1 小时。这样,既保证了实验结果的可比性,又使全息干涉条纹图的条纹数达到定量分析的要求。

实验加载点为单侧和双侧两组,单侧在右边的第 6,第 7 的磨牙分别加载,双侧为两侧第 6、第 7 磨牙同时加载。

实验结果全息干涉条纹图举例如图 4。

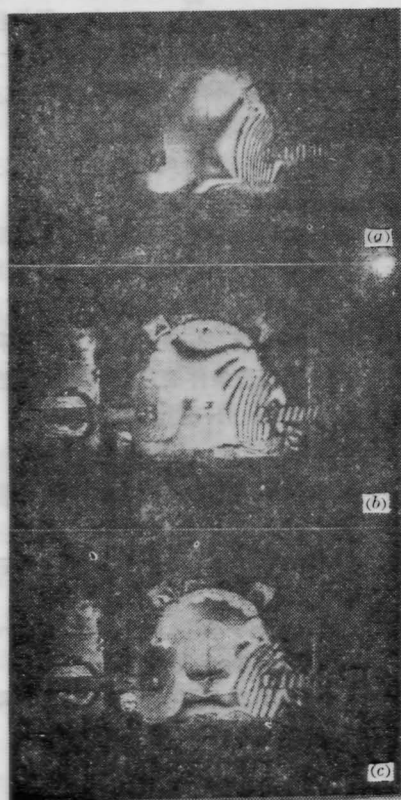


图 4

四、实验结果及分析

实验所得全息干涉图的定量分析按图 5 所示的截面进行。

1. 从干涉图上看,各种连接体在干涉图上的位移量以游离端为最大,例如模型 II 在截面 1 的 z 向位移曲线如图 6 所示。

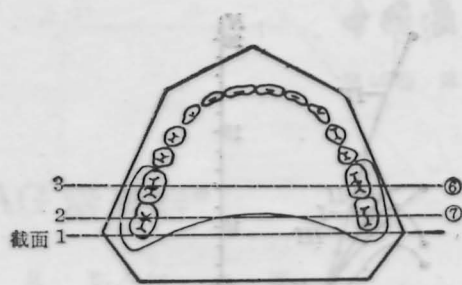


图 5

⑥ 第一磨牙; ⑦ 第二磨牙

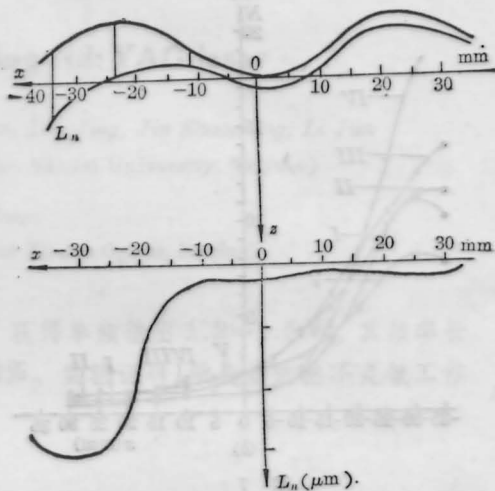


图 6 义齿基板纵剖面(即截面) z 轴向受力后变形的曲线图。上图中的上曲线为加力前的基板线,下线 L_n 为加力后的基板线;下图为加力后基板的最大变形量(即位移量)

2. 所有的模型第一磨牙区加载时游离端牙槽嵴所受压力均小于第二磨牙加载时游离端牙槽嵴所受的压力。如图 7(a,b)所示。

3. 模型 IV 在第一磨牙,第二磨牙加载时,位移量、位移的变化率、基板的变形量均为最大,咬合力的传递性能亦最差(见图 7)。故此种结构的力学性能最差。

4. 模型 III 基板变形量稍小,位移量的变化率亦减小,说明铸造后腭杠的力学性能比弯制后腭杠的力学性能稍好(见图 7)。

5. 模型 I 和 II 的位移量(也即变形量)几乎相等,但模型 II 的位移变化率比模型 I 大(见图 7)。这是因为全塑料基板的刚性较差,所以相应的变化率较大。

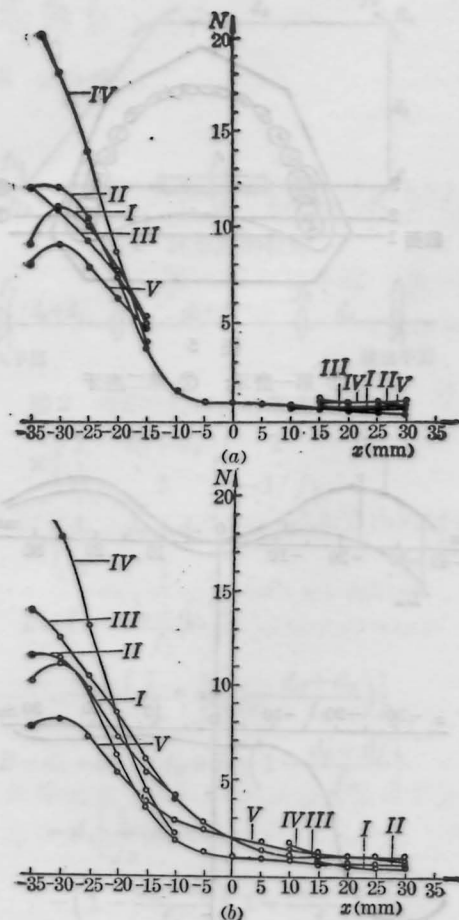


图 7

(a) 左侧第二磨牙加载(截面1);
(b) 左侧第二磨牙加载(截面)

6. 模型 V 的位移值和位移变化率都明显地小于其它模型, 而且变形量小, 变形均匀, 力的传递性能好(见图 7)。所以这种结构对局部牙槽嵴的压力最小, 引起牙槽骨的吸收亦应最小。

7. 比较模型 I 和 V, 从两者的结构在口腔内的舒适程度和其力学性能来看都比较好, 其中 V 型为

最好。而模型 II 从舒适感和力学性能来看都不如模型 I 和 V(见图 7)。

五、结 论

1. 各模型在第二磨牙加载时, 牙槽嵴区所受的压力均大于第一磨牙加载时牙槽嵴所受的压力, 故对牙槽嵴吸收影响最大的是第二磨牙咬合受力时。所以, 在病人口腔生理条件许可的情况下, 可只修复第一磨牙而不修复第二磨牙; 第二, 若必须修复第二磨牙, 可尽量增长末基板端的长度, 即基板后缘到第二磨牙的距离。如此, 可减小基板变形, 特别是减小第二磨牙咬合时传递给牙槽嵴的压力。这样既可达到恢复咬合功能的要求, 又能有效地保护游离端的牙槽嵴。

2. 模型 II 变形率大而且不均匀, 即位移量大而且分布和传递不均匀; 全塑基板覆盖整个上腭, 对发音、感觉等都有不良影响, 故建议在修复此类义齿的设计中不采用全塑基板连接体。

3. 模型 III、IV 的力学性能亦差, 在此类义齿的设计中不宜采用。

4. 模型 I 和 V 均为前后腭杠型, 检测结果此两类义齿变形量较小, 变化率也较小, 其中以模型 V 更小, 咬合力分布均匀, 传递性能亦较好。故建议在此类义齿连接体设计时, 有铸造条件的最好采用前、后铸造腭杠型, 无铸造条件的最好采用前塑基板(相当于前腭杠)加弯制后腭杠型。

参 考 文 献

- 1 朱希涛主编: 修复学(人民卫生出版社, 1986)
- 2 C. M. 维斯特(美), 全息干涉度量学(机械工业出版社, 1984)
- 3 J. M. Young, Brace R. Altschuler, *J. Prosthet. Dent.*, 38(2), 216~225(1977)

(收稿日期 1989年1月4日)