

文章编号: 0529-6579 (2000) S2-0137-04

基牙及其支持组织表面的应力分析*

陈锦安¹, 郭 莉²

(1. 中山大学应用力学与工程系, 广州 510275;

2. 广州空军医院口腔科, 广州 510620)

摘 要: 通过基牙的受力分析, 提出了基牙的简化力学模型. 并在不同数目基牙的支持组织表面进行了应力测定. 这个分析结果可为附着体义齿的设计及临床应用提供理论依据.

关键词: 附着体; 义齿; 基牙; 力学模型; 应力分析

中图分类号: R318.01 **文献标识码:** A

牙齿是直接行使咀嚼功能的人体重要器官. 牙的功能及其各种修复体的设计与力学有紧密的关系. 当牙列缺牙的病例需用义齿修复时就要考虑修复体是否有足够强度以及在一定力作用下其应力分布规律, 使设计出的修复体不仅功能符合生理状态要求, 而且应力在许可范围内. 本文对游离端义齿在垂直力作用下, 对单基双基及三基直行受力分析, 并提出了简化的力学模型. 同时对其支持组织表面进行了应力测定. 二者规律比较吻合. 这个结果可为附着体义齿的设计及临床应用提供理论依据.

1 受力分析

为分析方便, 取一下颌骨, 在义齿基托 A 处作用一咬合力 p_0 , 由于咬合力因人而异且咀嚼不同的食物也不同, 现假定此咬合力为一垂直向下的集中力 p_0 (图 1).

1.1 单基情形

在 515 (表示下颌骨以中线为基准向左数第 5 个牙, 向右数第 5 个牙, 文中其余类似符号含义类同) 位置上装上一合适的不锈钢冠附着体阳模, 附着体的阴模安装在活动义齿上, 阴阳模嵌构成义齿固位体. 先考察冠内附着体情形 (图 2a), 咬合力 p_0 通过义齿传递在基牙上产

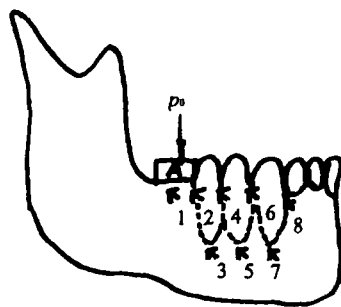


图 1 下颌骨及应变片布置

生一集中向下力 p_1 , 作用在基牙侧边一点, 即义齿与附着体嵌合点上, 若咬合力 p_0 在舌侧或颊侧方向有倾斜, 对基牙还将产生一扭矩 M_2 , $M_2 = p_0 l \cos \theta$. θ 为咬合力倾斜角, l 为 p_0 到牙中心距. 此外基牙还受到牙槽骨的约束. 约束是通过牙周膜来实现的, 基牙所受约束分布

* 收稿日期: 2000-05-15; 作者简介: 陈锦安 (1945~), 男, 高级工程师.

力如图2a中的 q 。为分析方便,将约束力用一集中支承力 p 来代替。这样可将单基受力简化为图2b所示的力学模型进行分析:

$$\sigma' = p_1/s, \sigma'' = M_1/W_1, \sigma''' = M_2/W_2 \quad (1)$$

式中, σ' σ'' σ''' 分别表示为压力 P_1 ,弯矩 M_1 ,扭矩 M_2 单独作用于基牙上时所产生的应力, $M_1 = p_1e$ 为偏心弯矩, e 为偏心距,即 p_1 作用点到基牙中心距离, s , W_1 , W_2 分别为基牙横截面积,抗弯抗扭截面模量,对基牙来说,不同的截面位置有不同的值,那么基牙在咬合力 p_0 作用下的应力为

$$\sigma = \sigma' + \sigma'' + \sigma''' = p_1/s + M_1/W_1 + M_2/W_2 \quad (2)$$

基牙在弯矩 M_1 作用下在横截面上也产生剪应力。根据临床统计,通常在咬合力作用下,由弯矩产生剪应力引起牙的损伤比较少见,且此剪应力比较小^[1],因此在这里没有考虑。扭矩 M_2 也产生剪应力,由于 M_2 比较小也没有考虑。但 M_2 产生剪应力最大在牙本质表面,方向与横截面周线切线方向相同,因此对牙周膜来说是危险的。若 M_2 过大将会损伤牙周膜,这一点在附着体义齿设计时要特别加以考虑,尽量减少或不出现扭矩 M_2 为前提。

对冠外附着体,义齿传递力与冠内基本相同仍为 p_1 ,但力的作用点是在基牙的外侧,此时 p_1 是由牙槽嵴及基牙共同来承担。这样作用在基牙上的压力显然比冠内减少,且冠外附着体着力点处一般是铰接,例如球状快套附着体, p_0 的倾斜不会引起扭矩,(2)式中的第3项可不用考虑。因此基牙所受

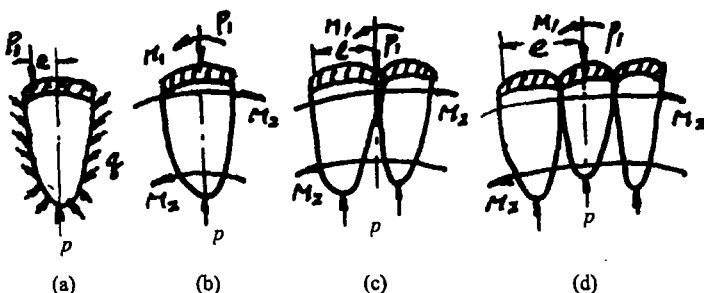


图2 基牙的力学模型

的力冠外附着体比冠内附着体小。从力学角度来说,应选择冠外附着体^[2]。

1.2 双基情形

冠内附着体双基情形的简化力学模型如图2c,咬合力 p_0 通过义齿传递到基牙上的力仍为 p_1 ,由于2个金属冠焊接在一起,形成一整体结构,此时对(2)式中第1项 p_1/s , s 近似为单基时的2倍即由54┐2个基牙共同来承担 p_1 ,在此情形下,对5┐,4┐来说显然有:

$$\sigma'(\text{双基}) < \sigma'(\text{单基}) \quad (3)$$

对(2)式中第2项 M_1/W_1 ,偏心距 e 比单基时近似增加了1倍。然而 W_1 却与截面几何尺寸的立方成正比,这样弯矩 M_1 引起的应力 σ'' 同样有

$$\sigma''(\text{双基}) < \sigma''(\text{单基}) \quad (4)$$

对4┐来说比单基时增加。再考虑由于扭矩 M_2 作用产生的 σ''' 。 L 的长度增加了偏心距 e , W_2 同样与截面几何尺寸立方成正比,对5┐同样有

$$\sigma'''(\text{双基}) < \sigma'''(\text{单基}) \quad (5)$$

而4┐却增加。这样双基总的效果是应力分布将重新进行调整。5┐上的应力比单基时小,4┐上的应力则增加,并趋向均匀状态。对双基冠外附着体亦可作类似分析,有同样的结论。

1.3 三基情形

将543┐牙的金属冠焊在一起,形成一整体即三基。先讨论冠内情形,简化力学模型

如图 2d, 此时咬合力 p_0 通过义齿传递在三基上的力仍为 p_1 . 类似双基有如下结果:

$$\begin{aligned} \text{对 } 4\overline{1}, 5\overline{1}: \sigma'(\text{三基}) < \sigma'(\text{双基}) < \sigma'(\text{单基}) \\ \sigma''(\text{三基}) < \sigma''(\text{双基}) < \sigma''(\text{单基}) \\ \sigma'''(\text{三基}) < \sigma'''(\text{双基}) < \sigma'''(\text{单基}) \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} \text{对 } 3\overline{1}: \sigma'(\text{三基}) > \sigma'(\text{双基}) > \sigma'(\text{单基}) \\ \sigma''(\text{三基}) > \sigma''(\text{双基}) > \sigma''(\text{单基}) \\ \sigma'''(\text{三基}) > \sigma'''(\text{双基}) > \sigma'''(\text{单基}) \end{aligned} \quad (7)$$

这样三基情形下总的效果是应力分布再次进行调整, $5\overline{4}\overline{1}$ 呈减少趋势, $3\overline{1}$ 呈增加趋势, 应力分布更趋于均匀. 对三基冠外形亦可作类似分析及有类似的结果.

2 应力测定

由于牙齿结构复杂, 材料各向异性, 生理现象难于模拟等因素, 本构方程的建立比较困难, 应力分析很难从理论上给出解析解^[3]. 为简化实验, 取下颌骨一块, 经处理后取其右半部分作为实测对象, $7\overline{6}\overline{1}$ 缺损, 其余牙排列正常. 如图 1 所示 8 个部位贴上三片 45° 应变花, 在 $6\overline{1}$ 位置上加上垂直截荷. 本文测定了冠外单基, 双基及三基在 5 kg, 10 kg, 15 kg 垂直载荷作用下各测点的主应力值, 如表 1 所示.

表 1 垂直加载各测点应力值

载荷/kg	测点	单基			双基			三基		
		σ_1	σ_2	θ	σ_1	σ_2	θ	σ_1	σ_2	θ
5	1	-0.0717	-0.2282	41	-0.0457	-0.2096	-20	-0.0409	-0.2017	24
	2	0.3243	-1.2541	-51	0.2433	-0.8921	-48	0.1643	-0.6124	-51
	3	-0.1506	-0.5832	-30	-0.1043	-0.4935	-25	-0.0899	-0.3945	-31
	4	0.0944	-0.2667	40	0.0543	-0.2396	-44	0.0176	-0.2182	-20
	5	-0.1266	-0.3741	-28	-0.1069	-0.3393	-27	-0.0943	-0.2919	-15
	6	0.1107	-0.0894	36	0.1805	-0.1134	24	0.2339	-0.1635	-23
	7	-0.092	-0.1436	-23	-0.1125	-0.2104	16	-0.1728	-0.2918	-12
	8	0.1413	-0.1164	33	0.1928	-0.1546	20	0.2832	-0.2127	-25
10	1	-0.1463	-0.4982	40	-0.0463	-0.3621	-22	-0.0205	-0.3205	22
	2	0.4563	-1.8220	-51	0.3240	-1.4532	-51	0.2790	-0.9871	-46
	3	-0.2772	-1.2223	-32	-0.1732	-1.0794	-26	-0.1340	-0.7082	-27
	4	0.2034	-0.3355	44	0.1546	-0.3185	40	0.1008	-0.3140	-21
	5	-0.2334	-0.7450	-26	-0.1654	-0.6355	-26	-0.1121	-0.5136	-14
	6	0.1463	-0.1086	39	0.2043	-0.1486	25	0.2641	-0.1935	-23
	7	-0.1263	-0.3048	-25	-0.2035	-0.3863	18	-0.2616	-0.5616	-15
	8	0.1876	-0.1342	35	0.2341	-0.1912	22	0.3031	-0.2235	-21
15	1	-0.2234	-0.7720	39	-0.1038	-0.5216	-27	-0.0203	-0.4305	23
	2	0.6014	-2.4720	-51	0.5183	-2.0362	-50	0.4243	-1.3637	-47
	3	-0.4579	-1.8009	-31	-0.3637	-1.5557	-28	-0.2084	-1.1104	-26
	4	0.2111	-0.6258	40	0.1825	-0.5670	37	0.1547	-0.4370	-23
	5	-0.4045	-1.1163	-26	-0.3155	-0.8685	-28	-0.2589	-0.6226	-15
	6	0.1984	-0.1623	39	0.2581	-0.2048	28	0.3342	-0.2595	-26
	7	-0.1623	-0.4507	-23	-0.2524	-0.6530	20	-0.3117	-0.7865	-13
	8	0.2324	-0.1743	32	0.2871	-0.2326	25	0.3640	-0.3025	-23

从实测数据中可看出, 1, 2, 3, 4, 5 各测点应力值随基牙数的增加而减少, 6, 7, 8 各测点的应力值却增加, 这与前面基牙受力分析的结果比较, 规律性是一致的, 与文 [4] 结论亦吻合. 为便于分析比较, 图 3 给出了 15 kg 垂直载荷作用下各测点的 σ_2 分布曲线, 可看出双基三基应力分布比单基均匀, 特别是 2, 3 号点位置的应力值随基牙数的增加明显减少.

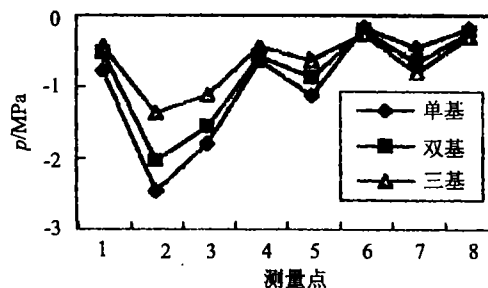


图3 主应力 σ_2 分布曲线

3 讨 论

通过不同基牙数的简化力学模型的分析及实验测定, 可得出如下结论.

- (1) 2号牙颈位置的应力值最大, 随着基牙数的增加, 该点应力值明显下降.
- (2) 垂直加载时基牙所受的力, 冠外附着体比冠内小.
- (3) 从力学角度考虑, 附着体与活动义齿连接应尽量采用铰接, 防止扭矩的产生.
- (4) 垂直载荷下, 双基三基应力分布比单基均匀.

(5) 这里只讨论了垂直荷载情形, 对其他受力情形有待进一步讨论. 由于随着基牙数的增加, 下颌组织形状向舌弯曲程度增大, 此时基牙排列不在一个平面内, 受力情形不能简单地处理.

参考文献:

- [1] 马和中. 生物力学导论. 北京: 北京航空学院出版社, 1986. 324~327.
- [2] HUSSEIN G EI CHARKAWI, MOHAMMED TARK EI WAKED. Effect of splinting on load distribution of extra-coronal attachment with distal extension prosthesis in vitro. J Prosthesis Dent, 1996, 76 (3): 315~320.
- [3] 陈锦安, 李嘉宝, 邢浩旭. 人体骨骼力学特性探讨. 广州: 暨南大学出版社, 1999, 20 (1): 74~78.
- [4] 王焱. 游离端半精密附着体义齿的支持骨表面应力分析. 硕士论文. 广州中山医科大学口腔医院, 1998. 24~26.

Stress Analysis of Abutment and Its Surface Supporting Tissues

CHEN Jin-an^{*}, GUO Li

Abstract: The simplified mechanical model is proposed with analysis of forces of abutments in this paper. The stress is measured on the surface of supporting tissues with different number of abutments. The result provides theoretical basis for the design of attachment-partial denture and clinical application.

Keywords: attachment; dentur; abutment; mechanical model; stress analysis

^{*} Department of Applied Mechanics and Engineering, Zhongshan University, Guangzhou 510275, China