

正常及异常牙周膜在不同载荷作用下 应力分布的研究*

——应用三维有限元计算

北京医科大学口腔医学院 周书敏
中国科学院力学研究所 何明元 张延宏

〔摘要〕 本文应用三维有限元研究了正常及异常牙周膜在不同载荷作用下的应力分布,得到牙周膜的应力分布规律。(1)通过牙体生理中心(几何中心)的力,应力分布最均匀,以压应力为主,对牙周膜有利;(2)其它类型的力均可使牙周膜受力不均匀,以与牙长轴呈 90° 角的侧向力危害严重,可同时产生较大的压应力和拉应力;(3)牙周膜内应力值随牙槽骨高度降低而增高,尤以根尖区和牙槽嵴顶区变化剧烈;(4)外力方向、作用点位置对异常牙周膜应力值有明显影响。

关键词 三维有限元 牙周膜应力分布 压应力 拉应力

咬合创伤或过大的侧向力均可使牙槽骨加重破坏吸收,使其高度下降,牙周膜高度会随之降低;当承受正常咀嚼外力时,可使牙周膜内应力值增加,变成继发性的咬合创伤;从而形成咬合创伤与牙周膜、牙槽骨高度不断下降之间的恶性循环,从而加重牙周病的发展。殆(咬合)创伤在牙周病的诊断、治疗方面已有不少研究^(1,2);关于牙齿受力时牙周支持组织内应力分布的研究,国内外报道多为二维的研究^(3~8)。近年来,已开始有三维研究报告,作者之一曾报告牙周支持组织三维光弹性研究⁽⁹⁾,国外开始应用三维有限元分析牙体的应力状况⁽¹⁰⁾,但计算模型还比较粗糙。作者应用了一个新计算模型,发展了牙周膜应力的三维有限元计算方法,成功地计算了牙周膜的内应力分布,已报告了牙根尖区应力分布的三维有限元计算⁽¹¹⁾,本文报告正常牙周膜在11种典型外力状态下及异常牙周膜在3种典型外力状态下的牙周膜内应力分布规律,同时分析了牙槽骨高度和载荷变化对牙周膜应力分布的影响及其临床意义。

计算模型与计算方法

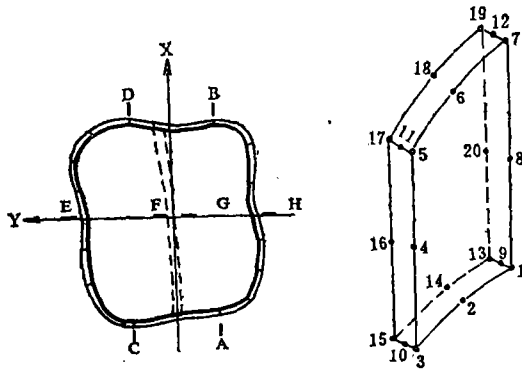
有限元法虽是进行牙齿复杂结构的应力分析行之有效的办法,但其计算的复杂程度和工作量是惊人的,三维有限元更是如此。因此,本研究成功地采用了一种新的计算模型与方法来计算牙周膜的应力,大

大减少了工作量。其要点是将牙体与牙槽骨视为刚体,牙齿悬吊在牙槽窝内,牙齿受力时,可产生微小刚体位移,牙槽骨看作固定刚体,牙周膜作为连续的各向同性的线弹性材料处理。

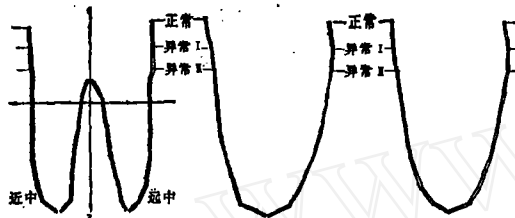
在计算时,首先计算当牙体有各种不同的单位刚体位移时,牙周膜内应力分布,对于任一给定的刚体位移、牙周膜与牙体相连的结点位移,可由刚体力学原理算出,与牙槽骨相连的各结点位移均为零。在这样的边界条件下,用通常的有限元法可以很容易地求出牙周膜内应力分布。对于6种独立的刚体位移 $U_x, U_y, U_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z$,可得到6种应力分布状态,并由此可求得牙体上受有6种单位力和力矩 $P_x, P_y, P_z, M_x, M_y, M_z$ 时,牙周膜内应力分布;这就是牙周膜应力分布的6组基本解,再根据6种基本解按线性叠加原理,便可计算出牙体上受任意载荷作用下的牙周膜的内应力分布。

本计算对象是右下第一磨牙,牙体尺寸参照王氏⁽¹²⁾数据确定的,牙周膜是0.2 mm等厚度的,在根尖处有一直径0.083 mm的根尖孔。有限元离散化是在牙周膜上进行的,网格划分如图1所示,所用单元是曲六面体20结点等参元,整个牙周膜被分为210个单元,共有1612个结点。

* 国家自然科学基金资助课题。



内层结点 (1—8) 与牙体相连
外层结点 (15—20) 与牙槽骨相连



E-F-G-H剖面 C-D剖面(近中根) A-B剖面(远中根)
图 1 牙周膜计算模型剖面与网格划分示意图

计算时,分两部分进行。

一、正常牙周膜在 11 种典型载荷作用下的应力分布,加载方式如图 2 所示,所加外力均为 1 kg。

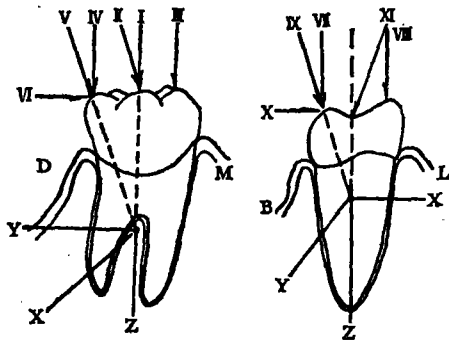


图 2 11 种加载方式示意图

这 11 种加载方式可归纳为四类:

1. 通过牙体生理中心 (或牙周膜几何中心) 的力, 载荷 I, V, IX;
2. 偏纵向力, 载荷 III, IV, VII, VIII;
3. 侧向 (水平) 力, 载荷 VI, X;
4. 作用在殆面中央与牙长轴呈 30° 角的力, 载荷 II, XI。

二、牙槽骨高度异常的牙周膜, 在 3 种典型载荷

作用下的应力分布:

1. 具有正常高度的牙周膜 (简称正常高度);
2. 根分歧以上部分的牙周膜高度减低 1/3 (简称异常高度 I);
3. 根分歧以上部分的牙周膜高度减低 4/5 (简称异常高度 II)。

计算的 3 种载荷为 11 种载荷中 I, VII, X。

1. 在殆面中央加与长轴 (Z 轴) 一致的力 (I) 1 kg (简称载荷 I)。
2. 在殆面颊沟殆缘加与长轴方向一致的力 (VII) 1 kg (简称载荷 II)。
3. 在殆面颊沟殆缘加与长轴呈 90° 角的颊-舌向水平力 1 kg (简称载荷 III)。

计算结果

一、正常牙周膜在 11 种典型载荷作用下的应力分析, 已计算出各结点的 6 个应力分量及主应力、主应力方向。其中对 3 个有代表性的截面 (图 1 所示 A-B, C-D, E-F-G-H 截面) 上的应力分布进行了详细记载。图 3 给出了 11 种受力情况下的主应力区域。

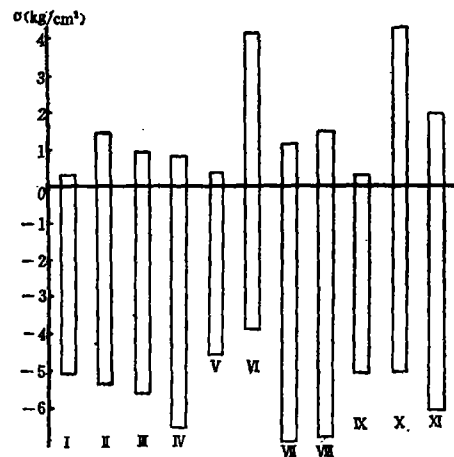


图 3 11 种受力情况主应力分布图

计算结果表明:

1. 在 11 种典型载荷中, 侧向力是最危险的, 此时, 牙周膜内不仅有较大的压应力产生 (1 kg 外力可产生 -5.0 kg/cm² 的压应力), 还会产生很大的拉应力 (最大拉应力值可达 4.3 kg/cm²), 两者最大值很接近。

2. 通过牙体生理中心或牙周膜几何中心的力, 是 11 种典型载荷中危害性最小的力, 即使力倾斜一个角度 (如载荷 V, IX), 由于通过牙体生理中心, 在

牙周膜内引起的应力仍较其它类型外力产生的应力值小,并且主要是压应力,应力分布较均匀,这种力更符合牙周膜的生理特点,无损于牙周膜的健康。

3. 在同一类型的力中,作用在颊-舌平面内的力比作用在近-远中平面内的力更危险。如同为作用在殆面中央与长轴呈30°角的力,在颊-舌向呈30°角的力(XI)所引起的最大拉、压应力值,均超过近-远中向的倾斜力(载荷II)所产生的最大拉、压应力值。前者为2.0 kg/cm²拉应力及-6.0 kg/cm²的压应力,后者为1.5 kg/cm²及-5.3 kg/cm²。又如近-远中平面内的偏纵向力所引起的最大拉、压应力分别为1.0 kg/cm²与-6.5 kg/cm²,而作用在颊-舌平面内的偏纵向力则可达到1.5 kg/cm²与-6.9 kg/cm²的拉、压应力。因此,颊-舌向的侧向力(载荷X)比近-远中向的侧向力(载荷VI)更有害于牙周健康。这一结论只有通过三维定量分析方可得到,与三维光弹性应力分析的结论⁽⁹⁾一致。

4. 除了通过牙体生理中心的力以外,其它类型的力,力的方向发生倾斜或者力的作用点发生偏移,都将产生附加力,使牙体产生不同程度的倾斜,其中以力的方向与牙长轴呈90°角的力引起的倾斜最为严重,当牙体发生倾斜或扭转时,牙周膜内将有拉应力产生,同时,应力分布很不均匀,对牙周组织的健康极为不利。

5. 这11种载荷在牙周膜内引起的最大应力值虽很不相同,但从应力沿高度分布规律来看,不论在那种载荷作用下,根尖区均为主应力最大的区域,另一危险区在牙槽嵴顶,特别在侧向力作用下,牙槽嵴顶处的应力也可达到峰值,与文献的结论一致^(7,9)。另外,根分歧部位也是应力较大的区域。

二、牙槽骨高度异常的牙周膜在3种典型载荷作用下的应力分析,结果见图4及表。

由图4可见,在3个代表性的截面内,可清楚地看出牙槽骨的高度变化对牙周膜内应力分布的影响。

由上述结果表明:

1. 牙槽骨高度变化对牙周膜内各点应力值有很大影响,当牙周膜高度随牙槽骨高度降低时,几乎各点的主应力的绝对值均有不同程度的增加,高度降低越多,应力值增加也越多,在根尖区变化尤烈,其次是牙槽嵴顶部位,与文献7中的结论一致。

2. 牙周膜的高度变化对牙周膜内应力分布规律影响不大,从3个有代表性的截面上的应力分布来看,尽管因牙周膜高度不同,同一点的主应力值的大小变化相差很大,但主应力沿截面高度分布的曲线形

表 不同高度的牙周膜在不同载荷下沿截面高度分布的最大主应力值(单位: kg/cm²)

载荷类型	颊面观 (E-F-G-H截面)			邻面观												
	根分		根尖区		近中根 (C-D剖面)		远中根 (A-B剖面)		根尖区							
	近中	远中	近中根	远中根	牙槽嵴顶	舌侧	牙槽嵴顶	舌侧								
正常高度	-0.321	-0.145	-1.09	0.997	-2.55	-1.74	-1.35	-2.89	-0.415	0.319	-4.34	-3.79	-0.177	0.293	-3.54	-5.06
异常高度 I	0.181	0.195	-1.21	-1.08	-2.82	-1.89	-1.48	-3.19	-0.362	0.152	-4.65	-4.24	-0.338	-	-3.79	-5.67
异常高度 II	-3.37	-0.476	-1.30	-1.17	-3.06	-2.05	-1.59	-3.46	-0.261	-0.248	-5.02	-4.65	-0.640	-	-4.05	-6.17
正常高度	-0.213	0.201	-1.053	-0.918	-2.945	-1.721	-1.159	-3.234	-1.94	1.164	-2.595	-5.713	-1.592	1.165	-1.821	-6.896
异常高度 I	-0.297	-0.576	-1.288	-1.01	-3.613	-2.018	-1.358	-3.935	-1.910	1.652	-2.627	-7.253	-1.977	1.477	-1.751	-8.671
异常高度 II	-0.268	-0.785	-1.527	-1.059	-4.227	-2.302	-1.466	-4.567	-2.093	2.246	-2.439	-8.842	-3.112	1.839	-1.430	-10.055
正常高度	-0.608	-0.487	-0.163	-2.40	1.12	-0.304	-1.08	1.02	4.27	-2.91	-5.01	4.28	4.06	-2.99	-4.70	4.14
异常高度 I	0.596	1.471	0.530	0.540	2.92	-0.959	-1.41	2.19	4.61	-4.98	-6.89	7.44	4.92	-4.71	-6.56	7.45
异常高度 II	0.934	1.241	1.12	-1.12	3.50	-1.35	-2.08	3.36	5.78	-7.40	-10.13	11.17	7.64	-6.06	-9.55	11.07

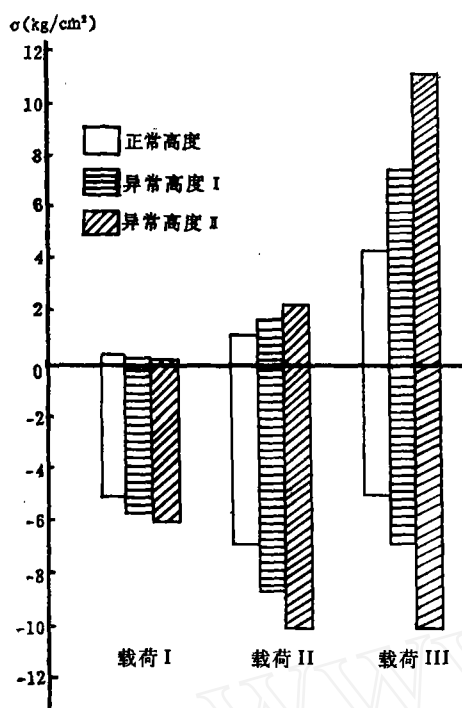


图 4 3种载荷情况不同高度的牙周膜主应力区域图

状却相似，其规律均是以根尖区主应力值最大，其次为牙槽嵴顶处。

3. 在不同载荷情况下，牙周膜高度对应力数值的影响很不相同。由图4可知，在载荷I作用下，应力值随牙周膜高度变化最小，应力值增加12%~22%，在载荷II作用下，主拉、压应力均增加很多，主压应力最大值可增加49%(异常高度II)，主拉应力值可增加93%(异常高度II)；载荷III是最不利的受力情况，此时应力值随牙周膜高度的减低而有大幅度的变化，其主压应力值可达正常值的2.6倍，此时牙槽骨高度约降低了牙根长度的1/3左右。

4. 当牙体受到偏心力矩作用(如载荷II, III, 均可产生附加力矩)而发生微小转动，其瞬时转动中心，随牙周膜高度的降低而向根尖方向移动，此结论也与文献7相同。

讨 论

一、凡通过牙体生理中心或牙周膜几何中心的力，均可使牙周膜产生最均匀的应力分布，应力值较小，均为压应力，无拉应力产生，最符合牙周膜的生理特点，有利于牙周组织的健康。

从生物力学观点来看，这种通过牙体生理中心的各类载荷都不产生偏心力矩，均使牙周支持组织产生良好的应力分布型，这种外力可谓“轴向力”。反之，一切不通过牙体生理中心或与牙长轴呈一定角度的力，均可使牙周组织产生不良的应力分布型，这类载荷均为“非轴向力”，因此，不能认为凡与牙长轴方向一致的力均为“轴向力”。

二、凡在殆面上受偏纵向力时，虽受力方向与牙长轴方向一致或平行，由于有偏心力矩作用，可使牙齿产生微小倾斜或扭转，而产生较大的分布不均匀的拉、压应力，这种应力型对牙周组织不利。作用在颊、舌殆缘较作用在近、远中边缘嵴的偏纵向力的危害性更大。因此，可对过去的一些传统观念(对殆支托凹底部要求垂直于牙长轴，以便获得与牙长轴方向一致的轴向力)重新评价。另外，有人认为把殆支托放在基牙的颊、舌殆缘和放在近、远中边缘嵴上的效果相同此种观点亦不够科学。关于桥体殆面减小颊-舌径，以减轻基牙负担的机理，认为咀嚼面积减少可减少殆力，我们认为更重要的是减少了偏心力矩，减小了有害的应力，对保护基牙健康更有意义。

三、作用力的方向不同在根尖区与牙槽嵴部位产生的应力大小亦不同。以90°的侧向力产生的拉、压应力最大，颊-舌向较近-远中向的水平外力，产生更大的拉、压应力，对牙周组织的危害最大。因此，在临床更应重视减少或消除过大的颊、舌尖的牙尖工作斜面的斜度。尤其是支持尖的颊、舌向工作斜面斜度不可过大，侧方殆运动过程中不应有早接触，可通过调殆消除不良应力，使应力分布均匀。对因重度磨损造成殆面过宽者，也应通过调殆磨改颊-舌径。

四、牙槽骨高度减低的牙齿受力后，牙周膜内产生的应力值随牙槽骨高度的降低而增加，同时根尖周区也因过大的拉、压应力而产生根尖病或创伤性牙周-牙髓综合症。从应力分析结果，可知殆创伤的生物力学的致病机理，对诊断和治疗创伤性殆所致的牙体牙髓病、牙周病与修复治疗等的关系，有临床应用价值。

五、不论牙槽骨的高度正常与否，在各种载荷状态下，牙周膜内的应力分布规律均基本相似，但应力值的大小有明显差异。

六、本文应用三维有限元对牙周膜应力分析与应用三维光弹性实验对牙周支持组织的应力分析⁽⁹⁾结论有一致性，三维有限元应力分析技术对口腔生物力学研究是行之有效的方法，有广阔的应用前景。

参 考 文 献

1. Goldman HM, et al. Intrabony Pocket Classification and Treatment. J Periodontal 1958; 29:272.
2. Glickman I, et al. Effect of Excessive Occlusal Forces Upon the Pathway of Gingival Inflammation in Humans. J Periodontal 1965; 36:141.
3. Yettram AL, et al. Finite Element Stress Analysis of Crowns of Normal and Restored Teeth. J Dent Res 1976; 55:1004.
4. Selna LG, et al. Finite Element Analysis of Dental Structures-Axisymmetric and Plane Stress Idealizations. J Biomed Res 1975; 9:237.
5. Atmaram GH, et al. Estimation of Physiologic Stresses with a Natural Tooth Considering Fibrous PDL Structure. J Dent Res 1981; 60:873.
6. Faran JW, et al. Finite Element Stress Analysis of Restored Axisymmetric First Molar. J Dent Res 1974; 53:859.
7. 周书敏, 吴仲谋. 应用有限单元法对下颌磨牙不同高度的牙周支持组织的应力分析. 北京医学院学报 1984; 16(4): 293.
8. 周书敏. 弹性力学在口腔医学的应用. 科学通报 1983; 10:632.
9. 周书敏等. 牙周支持组织三维光弹性应力分析. 中华口腔科杂志 1987; 6:313.
10. Rubin C, et al. Stress Analysis of the Human Tooth Using a Three-dimensional Finite Element Model. J Dent Res 1983; 62:82.
11. 周书敏等. 牙根尖区应力分布的三维有限元计算. 北京医科大学学报 1988; 20(1):31.
12. 王惠芸. 我国人牙的测量与统计. 中华口腔科杂志 1959; 3:149.

PCR HBV S、C 基因扩增试剂盒研制成功

北京医科大学肝病研究所

最近, 本研究所应用北京医科大学合成 HBV S、C 基因引物、华美公司生产耐热 DNA 聚合酶, 进行了聚合酶链式反应(简称 PCR)试验扩增 HBV 片断基因, 并研制成试剂盒用于部分临床标本检测, 获得良好效果。

PCR 扩增 HBV 基因试验具有快速、灵敏度高、特异性强、不需放射性同位素等特点。应用 PCR 扩增法 60 min 可扩增 HBV 基因 30 个循环, 能获得大量的目的基因, 至少 100 μ l 的 1 个反应体系能扩增 1~2 μ g 基因。制备成试剂盒用于临床检测时, 扩增后可用电泳或生物素标记 HBV DNA 探针作斑点杂交检测, 1~2 天可报告结果, 由于该法敏感性极高, 能将血清中的 DNA 放大 2×10^8 倍, 因此对于 HBsAg 阳性斑点杂交 DNA 阴性的血清标本, 可用此方法进行检测。在反应底物中加入标记的 dNTP, 扩增后可直接获得标记的 DNA 分子探针。

试验结果表明, 将 HBsAg 阳性血清 HBV DNA

24 ng/ml, 系列稀释后用 PCR 法检测, 1:1024000~1:2048000 稀释 DNA 浓度相当于 1 fg 和 0.5 fg, 仍可检出 HBV 基因, 比常规的斑点杂交试验敏感 1000~2000 倍。

特异性试验结果表明, PCR 扩增的 S、C 基因片断均能与 Bio HBV 全基因探针杂交, PCR 扩增的 S 基因片断仅与 Bio-HBV S 探针杂交, 而 C 片断基因不能与 Bio-HBV S 探针杂交, 说明 PCR 扩增的 S 和 C 基因无互补序列, 具有很好的特异性, 提示扩增的 HBV S、C 基因片断可用于标记亚基因探针。为 HBV DNA 分子生物学研究开拓了一条新的 HBV 亚基因大量制备途径, 可省去细菌培养和限制性内切酶消化、电泳分离等复杂的程序。为临床 HBV 的诊断, 抗病毒药物治疗考核, 母婴传播研究, 疫苗生产监测, 及当前消毒剂对 HBV 消毒效果的观察等, 建立了最敏感的检测方法。

(杜绍财)