

文章编号: 1000-0887(1999) 10-1057-08

人牙骨质的弹性模量*

叶德临¹, 倪海鹰², 龚一康³, 陈星⁴

(1 四川大学 生物力学研究室, 成都 610065; 2 四川大学 塑料工程系, 成都 610065;
3 成都市第四人民医院, 成都 610036; 4 成都市第二人民医院, 成都 610017)

(陈山林推荐)

摘要: 报道了人牙骨质弹性模量的测定, 测得 100 个试件的弹性模量的平均值为 $E = 2.398 \pm 0.455 \text{ GPa}$ 。制作试件的人牙包括切牙、尖牙、双尖牙和磨牙。在 AG_10TA 型电子万能材料试验机上完成测试。用数理统计方法论证了测试数据服从正态分布。根据牙本质与牙骨质的弹性模量差异很大, 阐述了: 1. 对根尖牙骨质分布较多作了力学分析; 2. 牙的应力分析必须考虑牙骨质的性质。

关键词: 人牙骨质; 弹性模量; 正态分布

中图分类号: R318.01 文献标识码: A

引言

早在 1895 年 Black 报道了人牙物理性质的研究^[1], 本世纪 50 年代以来, 人牙力学性质的研究成果陆续都有报道^[2-13]。

人牙很小, 制作出的试件更小, 要测量这样小的试件的变形或应变, 不能采用常规的方法, 必须探索新的测试途径。从已报道的研究方法有: 应变计^[2]、云纹法^[14]、超声波技术^[15]、电阻应变技术^[3]、激光技术^[4]等。本文采用位移传感器。

人牙由牙釉质、牙本质、牙骨质和牙髓组成, 如图 1。

已报道的人牙本质和人牙釉质的弹性模量如表 1, 由于测试技术尚属探讨, 测试精度各不相同, 加上生物材料的个体差异, 且测试试件的个数不多, 从 10 个到 24 个等因素的影响, 造成测试数据差异较大。有关人牙骨质弹性模量的研究文献未见报道。

如图 1, 人牙骨质是覆盖在牙根表面的一薄层硬组织, 根尖分布较多, 它联接软组织牙周膜和硬组织牙本质。当对人牙进行应力分析时, 首先必须知道各组织的弹性常数, 本文测定了人牙骨质的弹性模量, 为今后对人牙进行应力分析时考虑牙骨



图 1

* 收稿日期: 1998_01_16; 修订日期: 1999_05_02

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(39170241)

作者简介: 叶德临(1932~), 男, 副教授, 发表论文 10 余篇, 有些收入中国医学文摘、中国生物学文摘、美国生物学文摘、英国科学文摘等。

质组织提供了可能性•

表 1

著 者	时 间	文 献	弹 性 模 量 E/GPa			
			牙本质	备注	牙釉质	备注
Black	1895	[1]	6		—	
Peyton	1952	[5]	11. 53		—	
Stanford	1958	[2]	15. 19		56. 6	cusps
					41. 42	side
					12. 43	occlusal
Craig	1958	[6]	16. 08~ 18. 43		—	
Tyldesley	1959	[7]	12. 36		—	
Bowen	1962	[8]	19. 33		—	
Lehman	1967	[9]	11. 03		—	
西村文夫	1986	[10]	(H) 12. 5 (V) 13. 0		(I) 69. 3	
					(H) 58. 5	
					(V) 63. 8	
叶德临	1985	[3]	19. 2		—	
吴瑞琪	1985	[4]	19. 9		—	
叶德临	1991	[11]	—		23. 72	
Stanford	1960	[12]	11. 74~ 13. 81 7. 59~ 11. 74	crown root	46. 25	cusps
					12. 43	occlusal
					9. 66	side
Craig	1961	[13]	—		84. 22	cusps
					78	side

用新鲜完好的成年人牙加工 111 个试件, 人牙取自上颌、下颌的左侧和右侧, 包括切牙、尖牙、双尖牙和磨牙• 试件的选取部位如图 1, 加工好的试件很小, 为圆筒形, 平均外径 2. 0 mm, 平均长度 2. 7 mm• 在加工过程中, 人牙处于潮湿状态•

测试是在 AG_10TA 型电子万能材料试验机上用压缩试验完成的• 用力传感器测量力的大小, 用位移传感器测量变形的大小• 载荷的施加、变形的测量和弹性模量的计算等全部由仪器自动完成•

1 测试结果

1.1 测定 100 个人牙骨质试件的弹性模量

测试条件: 测试温度 37℃、相对湿度 100%、变形速度 0. 15 mm/min•

测试结果如表 2•

表 2

编号	临床资料	弹性模量 E /GPa	编号	临床资料	弹性模量 E /GPa
48	F_52_14	1.471	36	M_62_7	2.168
29	F_66_6	1.553	22	F_60_11	2.193
10	M_26_18	1.560	19	M_70_31	2.199
61	F_56_31	1.607	82	M_60_13	2.214
54	M_63_13	1.637	6	M_38_11	2.222
32	F_71_6	1.728	34	M_58_11	2.290
64	M_64_13	1.748	86	M_40_16	2.299
53	F_32_13	1.795	25	F_45_13	2.307
18	F_60_13	1.807	83	F_50_13	2.320
50	M_51_1	1.832	46	M_43_11	2.327
94	M_60_41	1.835	80	M_60_11	2.345
1	M_36_11	1.841	90	M_55_13	2.360
93	F_58_16	1.848	35	F_16_11	2.379
27	M_63_7	1.863	41	M_60_31	2.379
51	M_24_1	1.870	87	M_40_16	2.388
30	F_71_6	1.882	38	F_59_31	2.407
5	F_14_11	1.904	31	F_68_7	2.415
14	M_72_11	1.920	100	F_61_17	2.421
59	M_55_31	1.929	42	M_22_8	2.430
8	F_32_13	1.944	74	M_36_11	2.445
57	M_48_13	1.975	76	M_60_13	2.452
77	M_12_41	1.984	89	M_62_17	2.461
40	M_18_31	2.004	58	M_55_13	2.475
97	M_17_14	2.006	73	M_54_11	2.479
2	M_62_11	2.010	60	F_30_11	2.494
4	F_45_11	2.050	78	M_59_31	2.506
43	F_64_11	2.074	71	F_20_31	2.528
45	F_36_14	2.079	79	F_66_14	2.547
66	M_64_11	2.103	23	M_27_21	2.566
9	M_21_11	2.106	11	M_14_31	2.591
39	F_56_31	2.109	67	M_56_11	2.595
72	M_60_11	2.146	81	F_28_41	2.596
84	M_66_14	2.149	56	F_13_11	2.602
26	M_68_17	2.160	17	F_36_13	2.610
63	F_30_12	2.165	16	M_45_21	2.637

续表 2

编号	临床资料	弹性模量 E/GPa
21	F_60_2	2 671
24	M_21_1	2 687
47	F_25_4	2 693
49	M_18_4	2 716
12	F_71_3	2 747
68	F_44_1	2 764
98	M_66_7	2 774
3	M_55_1	2 795
33	M_62_6	2 815
15	F_42_1	2 828
96	M_17_14	2 838
13	F_64_3	2 846
44	M_56_2	2 886
91	F_56_6	2 896
92	F_58_6	2 917
69	F_46_4	2 928

编号	临床资料	弹性模量 E/GPa
65	F_30_1	2 938
7	F_14_4	2 974
99	M_54_7	2 983
95	F_61_7	3 023
55	F_56_3	3 056
28	M_65_7	3 072
85	F_12_1	3 089
37	M_48_13	3 127
70	F_20_4	3 157
52	F_55_3	3 193
75	M_22_14	3 223
88	F_40_6	3 255
20	F_24_18	3 274
62	M_64_1	3 325
平均值		2 398
标准差		0.455

表 2 按测试数据的大小列出, 由测试数据画出直方图, 如图 2, 由图 2 看来很像正态分布。下面用数理统计理论检验是否为正态分布。

假设 H_0 测试数据为正态分布 $N(\mu, \sigma^2)$, 因测试数据的个数 $100 > 50$, 故采用较精确的 χ^2 拟合检验来判断接受 H_0 或拒绝 H_0 , 即根据测试资料计算出皮尔逊统计量^[16]:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^9 \frac{(n_i - np_i)^2}{np_i} = 2.67 \cdot$$

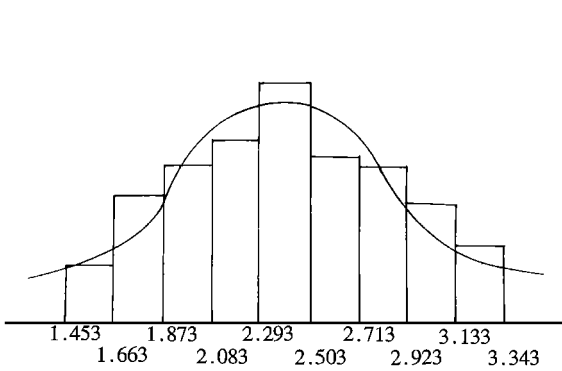


图 2

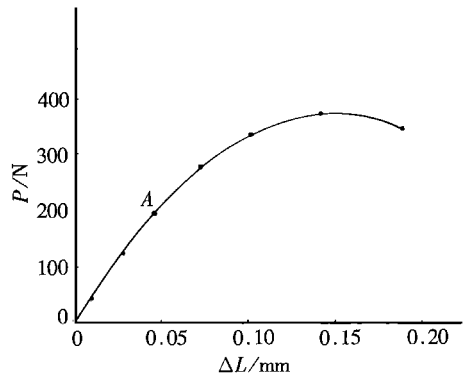


图 3

再查 χ^2 分布表得出临界值 $\chi_{0.05}^2(6) = 12.592$, 两者比较, $\chi^2 = 2.67 < \chi_{0.05}^2(6) = 12.592$, 故接

受 H_0 , 即认为测试数据服从正态分布。根据大量实际观测与测试数据表明: 物理量的测定、测量误差、加工误差等均服从或近似服从正态分布, 故对人牙骨质弹性模量的测定也不例外。

1.2 测定 11 个人牙骨质试件的弹性模量

试件经过干燥, 在实验室自然条件下进行测试。

测试条件: 测试温度 31 °C、相对湿度 80%、变形速度 0.15 mm/min。

测试结果列于表 3。

表 3

编号	临床资料	含水量 φ / %	弹性模量 E / GPa
101	F_72_3	33	2 350
104	M_62_5	35	2 473
102	F_49_8	32	2 762
108	M_46_6	31	2 839
111	F_67_3	28	2 981
110	F_50_4	33	3 079
103	M_18_3	30	3 201
106	F_14_4	34	3 325
105	M_56_2	30	3 414
109	M_38_3	36	3 941
107	F_30_3	27	4 531
平均值			3 172
标准差			0 633

1.3 72 号试件的压缩曲线(图 3)

以纵坐标表示所加的截荷 P , 横坐标表示相应的试件变形 ΔL 。

由图 3 可见: OA 为直线, 相应 A 点的应力 σ_A 称比例极限, 72 号试件的 $\sigma_A = 53 \text{ MPa}$, 也就是说当应力小于比例极限时, 应力与应变呈线性关系, 两者之比即为弹性模量。

2 讨 论

1. 观察表 1, 不同的研究者所测定的弹性模量的数据差异较大。为了检验本文对人牙骨质弹性模量所测得的数据的可靠性, 对 20 个试件采用千分表和位移传感器同时测变形, 两者的测定结果列于表 4。

从表 4 可以看出: 用两种测试原理不同的测试技术测得的结果相当接近, 两者偏差仅为 5.8%, 由此可以判定测试数据可信。

2. 对 11 个试件经干燥后进行测试, 测得弹性模量为 3.172 GPa, 比未脱水的人牙骨质的弹性模量 2.398 GPa 约大 32%。临床上显然不会有脱水人牙骨质, 测定脱水后的人牙骨质弹性模量的意义在于今后研究的需要, 若含水量对变形的测量影响不大, 会给今后的测定带来

方便。

3. 人牙本质的弹性模量 $19.2 \text{ GPa}^{[3]}$ 约为牙骨质弹性模量 2.398 GPa 的 8.01 倍, 因此在研究人牙的应力分析时必须考虑人牙骨质的性质, 才会得到与实际情况相符的结果。

4. 比较牙骨质和牙本质的弹性模量和变形, 可以分析出根尖牙骨质为什么生长得较多。由虎克定律, 当应力小于比例极限时, 若牙骨质试件与牙本质试件的横截面、长度、载荷都相等, 因牙本质的弹性模量为牙骨质弹性模量的 8.01 倍, 故牙骨质试件的变形为牙本质试件变形的 8.01 倍。观察图 1, 天生的根尖牙骨质生长较多, 其原因是: 1) 人牙很难避免受到冲击作用, 若根尖有较多的弹性模量低的变形较大的牙骨质存在, 显然会减缓冲击作用。2) 当牙的咀嚼面(即 面)受垂直载荷时, 根尖有应力集中^[17], 若根尖牙骨质较多, 应力会重新分配, 削弱应力集中现象, 这是符合生物适应性规律的。

表 4

编号	临床资料	弹性模量 E/GPa		编号	临床资料	弹性模量 E/GPa	
		位移传感器测变形	千分表测变形			位移传感器测变形	千分表测变形
81	F_28_4	2.596	2.911	92	F_58_6	2.917	3.031
82	M_60_3	2.214	2.504	93	F_58_6	1.848	1.948
83	F_50_3	2.320	2.683	94	M_60_4	1.835	2.078
84	M_66_4	2.149	2.698	95	F_61_7	3.023	3.175
85	F_12_1	3.089	3.128	96	M_17_4	2.838	2.740
86	M_40_6	2.299	2.469	97	M_17_4	2.006	2.111
87	M_40_6	2.388	2.507	98	M_66_7	2.774	2.853
88	F_40_6	3.255	3.142	99	M_54_7	2.983	2.839
89	M_62_7	2.461	2.752	100	F_61_7	2.421	2.775
90	M_55_3	2.360	2.453	平均值		2.534	2.689
91	F_56_6	2.896	2.997	标准差		0.420	0.354

5. 观察表 2, 测试数据的最大值(3.325 GPa)与最小值(1.471 GPa)差别较大, 这是生物材料的个体差异性特点, 但整个测试数据服从正态分布, 因此测量生物材料的力学性质时必须采用大样本。

3 结 论

1. 用 100 个人牙骨质试件测得其弹性模量的平均值为 $E = 2.398 \pm 0.455 \text{ GPa}$ 。

2. 人牙本质的弹性模量 $19.2 \text{ GPa}^{[3]}$ 为牙骨质的弹性模量 2.398 GPa 的 8.01 倍, 故对人牙进行应力分析时, 必须考虑人牙骨质的性质。

3. 测定生物材料的力学性质时, 必须采用大样本, 因其个体差异性较大, 但整个测试数据服从正态分布。

4. 人牙为了适应冲击作用和根尖应力集中等不利因素, 根尖生长了较多的(与牙本质比较)弹性模量较低变形较大的牙骨质组织, 用以削弱冲击作用和应力集中现象。

5. 含水量对牙骨质弹性模量有明显影响, 脱水牙骨质的弹性模量比未脱水的约大 32%。

[参 考 文 献]

- [1] Black G V. An investigation of the physical characters of the human teeth in relation to their diseases and to practical dental operations, together with the physical character of filling materials[J]. Dental Cosmos, 1895, 37(5): 353~ 421.
- [2] Stanford J W, Paffenbarger G C, Kumpula J W, et al. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin[J]. The Journal of the American Dental Association, 1958, 57(4): 487 ~ 496.
- [3] 叶德临, 赵云凤, 董化根, 等. 用电阻应变测试技术测定中国人牙牙本质沿牙轴方向的压缩弹性模量[J]. 华西口腔医学杂志, 1985, 3(4): 241~ 243.
- [4] 吴瑞琪, 叶德临, 赵云凤, 等. 激光散斑干涉法测人牙弹性模量[J]. 中国激光, 1985, 12(7): 424~ 428.
- [5] Peyton F A, Mahler D B, Hershenov B. Physical properties of dentin[J]. Journal of Dental Research, 1952, 31(2): 366~ 370.
- [6] Craig R G, Peyton F A. Elastic and mechanical properties of human dentin[J]. Journal of Dental Research, 1958, 37(6): 710~ 718.
- [7] Tyldesley W R. The mechanical properties of human enamel and dentin[J]. British Dental Journal, 1959, 106(8): 269~ 278.
- [8] Bowen R L, Rodriguez M S, Washington D S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials[J]. The Journal of the American Dental Association, 1962, 64(3): 378~ 387.
- [9] Lehman M L. Tensile strength of human dentin[J]. Journal of Dental Research, 1967, 46(1): 197~ 201.
- [10] 西村文夫, 冈崎邦夫, 中村英雄, 野本直. 人齿工ホ 质と象牙质の压缩特性[J]. 齿科材料・器械, 1986, 5(1): 71~ 77.
- [11] 叶德临, 杜传诗, 等. 电阻应变测试技术测人牙釉质的弹性模量[J]. 华西口腔医学杂志, 1991, 9(3): 207~ 209.
- [12] Stanford J W, Weigel K V, Paffenbarger G C, et al. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials[J]. The Journal of the American Dental Association, 1960, 60(6): 746~ 756.
- [13] Craig R G, Peyton F A, Johnson D W. Compressive properties of enamel, dental cements and gold[J]. Journal of Dental Research, 1961, 40(5): 936~ 945.
- [14] Caputo A A, Reisbick M H, Belting C M. Small specimen strain measurement by Moiré fringes[J]. Journal of Dental Research, 1974, 53(1): 98~ 103.
- [15] Gilmore R S, Pollack R P, Katz J L. Elastic properties of bovine dentin and enamel[J]. Archives of Oral Biology, 1970, 15(8): 787~ 796.
- [16] 曹彬, 徐永德. 概率论与数理统计[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社, 1993, 277~ 280.
- [17] 魏治统, 叶德临, 杨建民, 等. 用光弹性方法对固定桥基牙牙槽骨受力的实验研究[J]. 华西口腔医学杂志, 1984, 2(2): 96~ 98.

Elastic Modulus of Human Cementum

Ye Delin¹, Ni Haiying², Gong Yikang³, Chen Xing⁴

(1. Biomechanical Research Laboratory, Sichuan University, Chengdu 610065, P R China;

2. Department of Plastics Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, P R China;

3. The Fourth People's Hospital of Chengdu, Chengdu 610036, P R China;

4. The Second People's Hospital of Chengdu, Chengdu 610017, P R China)

Abstract: In this paper, the elastic modulus measuring of human cementum is studied. The average value of the elastic modulus measured from 100 specimens is $E = 2.398 \pm 0.455$ GPa. The specimens were made from incisors, canines, bicuspid, and molars. The testing was done on type AG-10TA electronic mechanical universal material testing machine. It was verified by mathematical statistics that the probability distribution of measured data obeys normal distribution. By the great difference in elastic moduli between cementum and dentin it is explained that 1. why more cementum grows at the root apices; 2. the behavior of cementum must be taken into consideration when the stress analysis for teeth is carried out.

Key words: human cementum; elastic modulus; normal distribution