

文章编号:1004-7220(2017)05-0448-06

基于超声共振谱方法的人牙釉质材料力学特性研究

冯丹丹, 樊璠, 王蕊, 张强, 牛海军

(北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100191)

摘要:目的 基于超声共振谱(resonant ultrasound spectroscopy, RUS)方法研究人牙釉质材料的力学特性。方法 制作长方体状牙釉质样本。估计样本的理论共振频率,与 RUS 实验测量得到的样本实际共振频率相比较。基于迭代方法调整牙釉质弹性常数,使得理论共振频率和实验共振频率满足均方误差最小准则,并计算弹性模量、剪切模量与泊松比。**结果** 牙釉质样本的弹性模量、剪切模量和泊松比范围分别为 61.52 ~ 80.46 GPa、21.51 ~ 51.86 GPa 和 0.18 ~ 0.43。如果排除差异较大样本的影响,牙釉质的平均弹性模量、剪切模量和泊松比分别为 72.84 GPa、31.94 GPa 和 0.27。**结论** RUS 方法在测量牙釉质力学特性方面具有可行性与重复性无损测量优势,一次测量就可以实现牙釉质所有弹性常数和力学参数的估计,研究结果为牙科修复材料的研发提供参考。

关键词: 牙釉质; 弹性常数; 力学参数; 超声共振谱; 共振频率

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.05.009

Mechanical properties of human enamel based on resonant ultrasound spectroscopy

FENG Dan-dan, FAN Fan, WANG Rui, ZHANG Qiang, NIU Hai-jun (*School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China*)

Abstract: Objective To investigate the mechanical properties of human enamel based on resonant ultrasound spectroscopy (RUS). **Methods** The rectangular parallelepiped specimens of human enamel were processed. The theoretical resonant frequencies of specimens were estimated and paired with the experimental resonant frequencies measured from RUS experiments. An iterative procedure was used to adjust elastic constants of enamel until the theoretical frequencies corresponded to the experimental frequencies based on minimum mean-squared error criterion. In addition, elastic modulus, shear modulus and Poisson's ratio were calculated respectively.

Results The elastic modulus, shear modulus and Poisson's ratio ranged from 61.52 to 80.46 GPa, 21.51 to 51.86 GPa and 0.18 to 0.43, respectively. Eliminating the effect of large specimen variances, the average of elastic modulus, shear modulus and Poisson's ratio was 72.84 GPa, 31.94 GPa and 0.27, respectively. **Conclusions** RUS performs a feasibility of measuring the mechanical properties of human enamel with repeatable and nondestructive advantages. All the elastic constants and mechanical parameters can be estimated through a signal experiment. The results provide references for the development of biomimetic dental restoration materials.

Key words: Enamel; Elastic constant; Mechanical parameter; Resonant ultrasound spectroscopy (RUS); Resonant frequency

人类牙齿主要由牙釉质、牙本质和牙髓构成,其中牙釉质的组成成分是无机物(主要为羟基磷灰

石,占质量比 96% ~ 97%)、少量有机物和水。牙釉质覆盖在牙冠表面,起着保护内层组织的作用,是人

收稿日期:2017-01-04; 修回日期:2017-03-10

基金项目:国家自然科学基金项目(31570945),国家科技支撑计划项目(2015BAI06B02)。

通信作者:牛海军,教授,博士研究生导师,E-mail: hjniu@buaa.edu.cn。

体钙化程度最高的硬组织^[1]。牙釉质一旦磨损或损坏不可再生^[2],必须使用替代材料对其进行修补或重建。牙釉质的结构和功能与其材料的力学特性密切相关。

牙釉质力学特性测量的方法主要包括宏观拉伸^[3-5]与压缩测试法^[6-9]、声学法^[10-12]与微观纳米压痕法^[1-2,13-16]。这些方法促进了对牙釉质宏观与微观力学特性的理解,对牙科修复材料的研制、设计、制备与临床评价具有重要意义。然而,上述方法都存在一定缺陷,例如:宏观测试方法要求有较大体积的测试样本,且对牙釉质这种脆性材料很难进行重复测量;声学法虽是无损测量,但受波长影响,同样要求较大体积的测试样本;纳米压痕法可以用于测量小尺寸组织不同方向的弹性模量,但其主要反映微结构的力学性质,与宏观力学特性有明显差异。一直以来,研究报道的牙釉质力学特性测量值范围较大,为24~96 GPa^[4-7]。

品质因数 Q 是在拉伸、剪切、体积压缩、纵向压缩中测量得到的储能模量与损耗模量之比,是弹性材料的一个重要参数; Q 值愈大,说明材料变形中储能占比愈大,材料愈接近理想弹性。超声共振谱(resonant ultrasound spectroscopy, RUS)是20世纪90年代发展起来的一种表征材料特性的新方法^[17-18]。其基本原理为运用超声激励样本产生自由振动,以获得包含样本多个固有频率的共振谱,然后结合数学反演方法推导出材料的弹性常数。该方法被物理学家认为是测量高 Q 值固体材料弹性常数的最准确方法^[18],可用于尺寸极小样本(<1 mm)的多个弹性常数的无损测量,结果具有高度的可重复性。近年来,有研究将RUS应用于骨材料弹性常数测量,打破了RUS对于低 Q 值材料弹性常数测量的限制^[19-21]。

本文基于RUS方法研究牙釉质材料的力学性质;通过提取人牙釉质材料的弹性常数,计算得到牙釉质材料的弹性模量、剪切模量和泊松比等力学参数,并与前人的研究结果进行对比。

1 实验和方法

基于RUS的样本弹性常数和力学参数计算方法主要包括3个步骤:①根据所测物质的样本信息和先验知识假设的初始弹性常数,计算得到样本的理论共振频率;②通过RUS实验测量并提取得到

样本的实际共振频率;③基于均方误差最小准则(理论共振频率与实验测量频率之间的均方误差最小),通过迭代方法调整初始弹性常数,得到其最优估计,最后计算工程力学参数(见图1)。

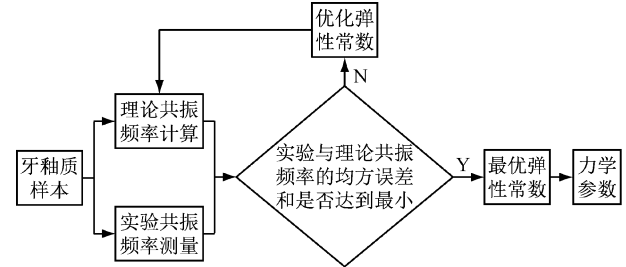


图1 RUS方法流程图

Fig.1 Flow chart of RUS

1.1 实验系统

实验系统由3部分组成:超声探头夹持器、振动信号放大与接收设备、力学参数计算设备。其中,超声探头为超声剪切波探头(V154RM, Panametrics Inc., 美国),信号放大与接收部分主要设备为电荷放大器(HQA-15M-10T, Femto Messtechnik GmbH, 德国)和矢量网络分析仪(Bode 100, Omicron electronics GmbH, 澳大利亚),共振谱分析和力学参数计算在计算机上进行[见图2(a)]。

1.2 样本制备

5颗磨牙样本,提供者为青年女性,年龄(26 ± 1)岁,基本信息如表1所示。

表1 牙釉质样本信息

Tab.1 Size and quality of the enamel specimens

样本编号	长度/mm	宽度/mm	厚度/mm	质量/mg
1	3.443	3.353	1.653	52
2	3.683	3.040	1.660	51
3	3.070	1.980	1.867	31
4	3.240	2.120	1.647	30
5	2.956	1.880	1.672	24

首先剔除牙齿表面黏附的牙垢、肉芽等组织并清洗干净,然后用SYJ-150低速金刚石切割机(精度0.01 mm)和全烧结金刚石锯片(厚0.3 mm),在喷水状态下初步切割出磨牙的尖端牙釉质[见图2(b)];分别使用500、800、2 000目砂纸对切割下来的样本块进行打磨,用于实验的样本块为标准长方

体,测量前将样本常温保存于生理盐水中,以保证样本处于潮湿状态。

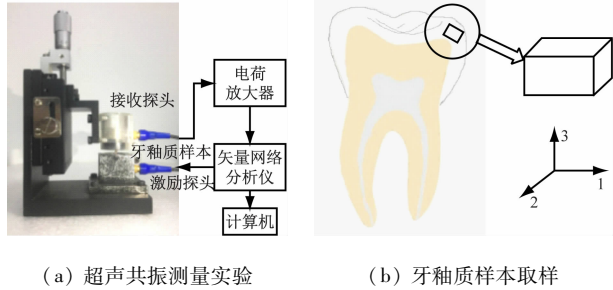


图2 实验平台与样本取样示意图

Fig. 2 Platform of RUS and sampling of specimen

(a) Experiment of RUS, (b) Sampling of enamel specimen

1.3 共振频率测量

实验时,将牙釉质样本对角放置于两个超声探头之间,按照图2(a)所示线路连接设备。依据样本尺寸设置扫频范围和采样点数,分辨率保持在100 Hz左右,扫频范围约包含前30阶共振频率^[18]。对每个牙釉质样本进行6次独立扫描。图3所示为牙釉质样本的典型频谱,可以明显看到样本的共振峰;通过对共振峰的检测可获得样本的共振频率。

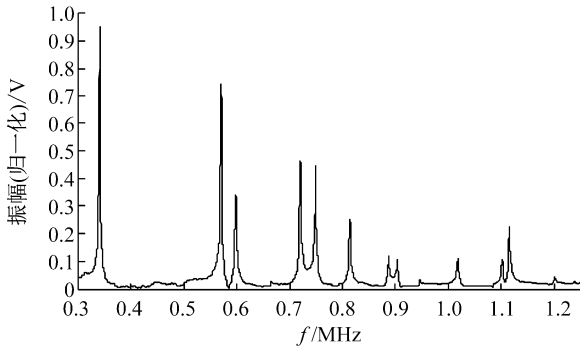


图3 牙釉质样本典型共振频谱图

Fig. 3 Typical resonance spectrum of the enamel specimen

对每个牙釉质样本进行6次测量及共振频率提取后,可获得6组共振频率,选取其中至少出现2次的频率,计算其均值、标准差及变异系数(变异系数=标准差/均值×100%);选取其中标准差小于1.5且变异系数小于0.3%的频率均值作为相应频段上的实验共振频率。

1.4 理论共振频率计算

假设牙釉质样本为横观各向同性材料,则其具

有5个独立的弹性常数:

$$C_{ij} = \begin{pmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{13} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{11} - C_{12}) \end{pmatrix} \quad (1)$$

式中: $C_{11} = 82.96$ GPa; $C_{12} = 36.04$ GPa; $C_{13} = 34.66$ GPa; $C_{33} = 92.89$ GPa; $C_{44} = 22.90$ GPa^[22]。

如果给定式(1)中的弹性常数 C_{ij} ,则可以利用寻找拉格朗日方程 L 驻点的方法获得牙釉质样本的理论共振频率:

$$L = \frac{1}{2} \int_V \left[\rho (2\pi f)^2 u_i^2 - C_{ijkl} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \frac{\partial u_k}{\partial x_l} \right] dV \quad (2)$$

式中: ρ 和 V 分别为牙釉质样本的密度和体积; C_{ijkl} 为牙釉质的初始弹性常数; f 为牙釉质的共振频率; u 为位移场,一般采用瑞利里兹法(Rayleigh-Ritz)进行求解; f 的具体计算过程见文献[23]。

1.5 力学常量提取

通过上述方法分别获得牙釉质样本实验和理论共振频率后,首先定义目标函数

$$F(C) = \sum_{i=1}^n w_i (f_i^{\text{exp}} - f_i^{\text{cal}}(C))^2 \quad (3)$$

式中: n 为实验共振频率个数; C 为牙釉质的弹性常数; f_i^{cal} 为第 i 个理论共振频率; f_i^{exp} 为第 i 个实验共振频率; w_i 为权重,即

$$w_i = \begin{cases} 0, & \text{若无与 } f_i^{\text{cal}} \text{ 对应的 } f_i^{\text{exp}} \\ 1/(f_i^{\text{exp}})^2, & \text{若有与 } f_i^{\text{cal}} \text{ 对应的 } f_i^{\text{exp}} \end{cases} \quad (4)$$

采用列文伯格优化算法(Levenberg-Marquardt, LM)^[24],通过迭代计算,求取 $F(C)$ 的最小值。在收敛条件下, $F(C)$ 达到最小时的 C 即为所测量样本的弹性常数。

根据广义胡克定律,横观各向同性材料的弹性常数与工程力学参数之间的关系为:

$$C_{ij}^{-1} = \begin{pmatrix} 1/E_{11} & -\nu_{12}/E_{11} & -\nu_{13}/E_{11} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{12}/E_{11} & 1/E_{11} & -\nu_{13}/E_{11} & 0 & 0 & 0 \\ -\nu_{13}/E_{11} & -\nu_{13}/E_{11} & 1/E_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_{13} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{13} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{12} \end{pmatrix} \quad (5)$$

式中: E_{11} 、 E_{33} 分别为沿弹性方向1、3的弹性模量; G_{13} 、 G_{12} 分别为决定1-3、1-2平面内的剪切模量; ν_{12} 、 ν_{13} 分别为对应方向上的泊松比。其中, $E_{11} = 62.40 \text{ GPa}$, $E_{33} = 72.70 \text{ GPa}$, $\nu_{12} = 0.33$, $\nu_{13} = 0.25$, $G_{13} = 22.90 \text{ GPa}$, $G_{12} = 24.80 \text{ GPa}$ ^[22]。

2 结果

通过LM算法对目标函数 $F(C)$ 进行优化。

表2 LM优化后理论共振频率与实验共振频率配对表

Tab.2 Pair comparison of experiment frequencies with calculated frequencies after optimization

实验共振频率/kHz	理论共振频率/kHz	相对误差%	实验共振频率/kHz	理论共振频率/kHz	相对误差%		
1	341.927	343.036	0.324	13	905.234	904.520	-0.079
2	571.081	570.524	-0.097	14	947.591	950.057	0.260
3	599.219	601.952	0.456	15	962.266	963.896	0.169
4	646.927	645.204	-0.266	16	1 018.75	1 014.894	-0.378
5	666.641	667.028	0.058	17	---	1 038.784	---
6	---	701.501	---	18	1 086.09	1 084.817	-0.118
7	720.755	717.074	-0.511	19	1 102.53	1 109.526	0.634
8	749.492	752.085	0.346	20	1 116.24	1 123.475	0.648
9	---	796.523	---	21	---	1 173.934	---
10	814.831	810.449	-0.538	22	---	1 178.478	---
11	830.566	832.903	0.281	23	1 201.41	1 196.124	-0.440
12	887.279	884.137	-0.354	24	1 238.77	1 240.120	0.109

5个牙釉质样本的弹性常数见表3,其中 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、 C_{33} 、 C_{44} 范围分别为:84.80~96.63 GPa, 26.30~49.62 GPa, 23.41~58.01 GPa, 69.67~94.13 GPa, 27.33~55.94 GPa。

表3 牙釉质样本的弹性常数

Tab.3 Elastic constants of the enamel specimens

样本	C_{11}/GPa	C_{12}/GPa	C_{13}/GPa	C_{33}/GPa	C_{44}/GPa
1	88.50	49.62	58.01	69.67	55.94
2	92.04	26.30	32.68	94.13	29.65
3	96.72	43.46	23.41	72.32	51.86
4	96.63	30.53	31.89	83.57	32.61
5	84.80	41.79	29.56	93.78	27.33

表4所示为5个牙釉质样本的力学参数,其中样本1的结果与其他样本结果具有较大差异。排除样本1后, E_{11} 、 E_{33} 范围分别为:61.52~80.46 GPa, 64.50~79.98 GPa; ν_{12} 、 ν_{13} 范围分别为:0.18~

表2所示为优化结束后,最优弹性常数基础上计算得到的理论与实验共振频率的典型配对表(以样本3为例)。几乎每一个理论共振频率都有与之相匹配的实验共振频率,表中虚线则表示在频谱中未找到能够与理论共振频率相匹配的实验共振频率,优化时按照式(4)将其权重置为0,即忽略不计。计算已配对共振频率的相对误差,其绝对值均小于0.7%,满足小于0.8%的要求^[18]。

0.43, 0.18~0.30; G_{13} 、 G_{12} 范围分别为:27.33~51.86 GPa, 21.51~33.05 GPa。

表4 牙釉质样本的力学参数

Tab.4 Mechanical parameters of the enamel specimens

样本	E_{11}/GPa	E_{33}/GPa	ν_{12}	ν_{13}	G_{13}/GPa	G_{12}/GPa
1	40.16	20.95	0.03	0.81	55.94	19.44
2	77.92	76.08	0.18	0.28	29.65	32.87
3	74.69	64.50	0.40	0.19	51.86	26.63
4	80.46	67.57	0.22	0.30	32.61	33.05
5	61.52	79.98	0.43	0.18	27.33	21.51

3 讨论

由于具有高度的重复一致性和测量准确性等特点,RUS方法已被用于晶体、金属与复合材料的力学特性测量^[25]。近年来,一些研究打破了该方法难以测量低 Q 值材料的限制,将其应用拓展到了生物

材料领域^[19-20]。本文基于 RUS 方法测量并计算了人牙釉质材料的弹性常数与力学参数。

牙齿材料的弹性属性是牙齿强度研究中最受关注和最重要的性质,主要包括弹性模量、剪切模量和泊松比。弹性常数(表征材料弹性的量)通常由刚度矩阵和柔性矩阵定义,根据材料的微结构和对称性,独立弹性常数的个数不同;因此,研究牙齿的弹性属性必须考虑材料的对称性。例如,各向同性材料只有 2 个独立的弹性常数,正交各向异性材料有 9 个独立常数,而单对称材料有 13 个独立常数。本文假设牙釉质材料为横观各向同性材料,其具有 5 个独立的弹性常数 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、 C_{33} 和 C_{44} 。

有关牙齿材料力学特性的研究,曾采用过拉伸法、压缩法、弯曲法、超声声速法、电阻应变片法等多种测量方法获取牙齿的弹性模量,但测量得到的弹性模量数值非常不一致。牙本质弹性模量的数值为 2 ~ 30 GPa^[9,26-30]。牙釉质弹性模量的测量值差异同样较大。叶德临等^[4]采用拉伸法获得的人磨牙牙釉质的弹性模量为 24.9 ~ 26.8 GPa,泊松比为 0.15 ~ 0.36^[5]。Stanford 等^[6]测得尖端牙釉质的弹性模量均值为 56.5 GPa。Craig 等^[7]利用压缩法得到人牙釉质的弹性模量为 62.74 ~ 95.84 GPa。本文基于 RUS 方法测量得到牙釉质样本的弹性模量为 61.52 ~ 80.46 GPa,剪切模量为 21.51 ~ 51.86 GPa,泊松比为 0.18 ~ 0.43。在所有测量样本中,第 1 块样本的数值明显区别于其他样本,推测是样本体积较大,样本中夹杂了少量牙本质,或者样本中间有部分微小缺陷造成的。如果不考虑样本 1 的测量值,则平均弹性模量、剪切模量和泊松比分别为 72.84 GPa、31.94 GPa 和 0.27,该测量结果与 Craig 等^[7]的结果基本一致。

由于 RUS 测量方法的准确性与重复一致性已被证明,故本文更侧重于认为牙釉质材料应该具有较大的弹性模量。前人测量得到的数值较小,推测原因如下:① 牙釉质样本不容易制作,样本中夹杂有牙本质材料,而牙本质明显比牙釉质的弹性模量小^[6,9,31],或者样本存在着微小缺损。Craig 等^[7]也曾指出,测量结果值低的原因可能源于样本自身的干扰。② 采用拉伸和压缩等机械测量方法时,由于样本尺寸很小,对样本的夹持会造成较大测量误差。③ 牙釉质取样位置不同也可能影响测量结果。

本研究的局限性如下:① 天然的牙釉质材料为非均质、各向异性材料^[13],而本文假设其为横观各向同性材料,测量结果会存在一定误差。由于目前 RUS 方法需要使用高度规则的测试样本,而牙釉质为脆性材料且体积较小,加工规则体样本产生的误差对最终结果会产生一定影响。② 所采用的样本较少,下一步研究需要增加样本量。本文研究结果证明了 RUS 方法在测量牙釉质力学特性方面的可行性。

参考文献:

- [1] LI HH, SWAIN MV. Understanding the mechanical behaviour of human enamel from its structural and compositional characteristics [J]. *J Mech Behav Bio Mater*, 2008, 1(1): 18-29.
- [2] CUY JL, MANN AB, LIVI KJ, *et al*. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel [J]. *Arch Oral Biol*, 2002, 47(4): 281-291.
- [3] BOWEN RL, RODRIGUEZ MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials [J]. *J Am Dent Assoc*, 1962, 64(3): 378-387.
- [4] 叶德临, 向云乡, 张尚慧, 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.
- [5] 叶德临, 苏玉瑞, 王彬, 等. 人牙釉质泊松比的测定 [J]. *华西口腔医学杂志*, 1994, 12(4): 295-297.
- [6] STANFORD JW, PAFFENBARGER GC, KUMPULA JW, *et al*. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin [J]. *J Am Dent Assoc*, 1958, 57(4): 487-495.
- [7] CRAIG RG, PEYTON FA, JOHNSON DW. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold [J]. *J Dent Res*, 1961, 40(5): 936-945.
- [8] STAINES M, ROBINSON WH, HOOD JAA. Spherical indentation of tooth enamel [J]. *J Mater Sci*, 1981, 16(9): 2551-2556.
- [9] CHUN K, CHOI H, LEE J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth [J]. *J Dent Biomech*, 2014, doi: 10.1177/1758736014520809.
- [10] GILMORE RS, POLLACK RP, KATZ JL. Elastic properties of bovine dentine and enamel [J]. *Arch Oral Biol*, 1970, 15(8): 787-796.
- [11] GRENOBLE DE, KATZ JL, DUNN KL, *et al*. The elastic properties of hard tissues and apatites [J]. *J Biomed Ma-*

- ter Res, 1972, 6(3): 221-233.
- [12] NG SY, PAYNE PA, CARTLEDGE NA, *et al.* Determination of ultrasonic velocity in human enamel and dentine [J]. Arch Oral Biol, 1989, 34(5): 341-345.
- [13] ZHANG YR, DU W, ZHOU XD, *et al.* Review of research on the mechanical properties of the human tooth [J]. Int J Oral Sci, 2014, 6(2): 61-69.
- [14] HABELITZ S, MARSHALL SJ, MARSHALL GW, *et al.* Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale [J]. Arch Oral Biol, 2001, 46(2): 173-183.
- [15] ZHOU J, HSIUNG LL. Depth dependence of the mechanical properties of human enamel by nanoindentation [J]. J Biomed Mat Res A, 2006, 81A(1): 1-28
- [16] HE LH, FUJISAWA N, SWAIN MV. Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation [J]. Biomaterials, 2006, 27(24): 4388-4398.
- [17] MIGLIORI A, SARRAO JL, VISSCHER WM, *et al.* Resonant ultrasound spectroscopic techniques for measurement of the elastic moduli of solids [J]. Phys B, 1993, 183(1-2): 1-24.
- [18] MIGLIORI A, MAYNARD JD. Implementation of a modern resonant ultrasound spectroscopy system for the measurement of the elastic moduli of small solid specimens [J]. Rev Sci Instrum, 2005, 76(12), doi: <http://dx.doi.org/10.1063/1.2140494>.
- [19] BERNARD S, GRIMAL Q, HAUPERT S, *et al.* Assessment of anisotropic elasticity of small bone samples with resonant ultrasound spectroscopy: Attenuation does not prevent the measurements [C]// Proceedings of International Ultrasonics Symposium. Orlando; IEEE, 2011: 1599-1602.
- [20] BERNARD S, GRIMAL Q, LAUGIER P. Accurate measurement of cortical bone elasticity tensor with resonant ultrasound spectroscopy [J]. J Mech Behav Bio Mater, 2013, 18C: 12-19.
- [21] BERNARD S, GRIMAL Q, LAUGIER P. Measuring viscoelastic properties of cortical bone with resonant ultrasound spectroscopy [C]//Proceedings of International Ultrasonics Symposium. Dresden; IEEE, 2012: 1-4.
- [22] 文鸣, 郑靖, 周仲荣. 有机相对人牙釉质力学性能影响的有限元分析[J]. 润滑与密封, 2014, 39(7): 21-25.
- [23] MIGLIORI A, SARRAO JL. Resonant ultrasound spectroscopy: Applications to physics, materials measurements, and nondestructive evaluation [M]. New York: Wiley, 1997.
- [24] BERNARD S, GRIMAL Q, LAUGIER P. Resonant ultrasound spectroscopy for viscoelastic characterization of anisotropic attenuative solid materials [J]. J Acous Soc Am, 2014, 135(5): 2601-2613.
- [25] Schwarz RB, Vuorinen JF. Resonant ultrasound spectroscopy: Applications, current status and limitations [J]. J Alloys Compounds, 2000, 310(1): 243-250.
- [26] 王文亚, 傅波, 罗华, 等. 不同桩核冠修复上颌中切牙的三维有限元模型建立及应力分析[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 25-30.
- WANG WY, FU B, LUO H, *et al.* Three-dimensional finite element modeling and stress analysis on different posts and cores for repairing the maxillary central incisors [J]. J Med Biomech, 2014, 29(1): 25-30.
- [27] BO H, ZHENG Q. Effect of dentin tubules to the mechanical properties of dentin. Part II: Experimental study [J]. Acta Mechan Sinica, 2000, 16(1): 75-82.
- [28] KISHEN A, RAMAMURTY U, ASUNDI A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine [J]. J Biomed Mater Res, 2000, 51(4): 650-659.
- [29] KINNEY JH, OLIVEIRA J, HAUPERT DL, *et al.* The spatial arrangement of tubules in human dentin [J]. J Mater Sci Mater Med, 2001, 12(8): 743-751.
- [30] 刘旺玉, 吴华锋, 蔡斌. 牙周膜厚度对舌侧矫治中下颌第1磨牙近中移动的影响[J]. 医用生物力学, 2013, 28(2): 223-228.
- LIU WY, WU HF, CAI B. Effects of periodontal ligament thickness on mesial movement of mandibular first molar in lingual orthodontics [J]. J Med Biomech, 2013, 28(2): 223-228.
- [31] 葛俊, 崔福斋, 吉宁, 等. 人牙釉质分级结构的观察[J]. 牙体牙髓牙周病学杂志, 2006, 16(2): 61-66.