

文章编号: 1004-7220(2008)04-0257-05

· 基础研究 ·

人牙本质的动电效应研究

冯祖德^{1,2}, 王婷¹, 许彬彬², 姚荣迁¹

(1. 厦门大学 材料学院, 厦门 361005; 2. 厦门大学 纳米科技中心, 厦门 361005)

摘要:目的 探讨人牙本质的流动电位现象, 初步考察其影响因素。方法 利用实验室自制的微型动态加载装置, 结合应变仪和材料力学性能试验机, 建立流动电位连续测量系统, 测量人牙本质在模拟人体生理环境的介质中的流动电位, 并研究不同的加载频率(0.2、0.1、0.05 Hz)和牙试样上人为引入的小通孔对于流动电位的影响。结果 人类牙本质呈现流动电位效应, 载荷频率越高, 测得的流动电位越大。这是因为频率越高, 液体通过牙本质小管的流速越快, 样品上下表面的压力差值越大, 使流动电位增大。并且样品上人为钻一个小通孔(模拟龋齿)会使其流动电位峰值减小。结论 人类牙本质具有动电效应, 并且加载频率越高流动电位越高, 在相同加载频率下引入小通孔样品的流动电位较低。

关键词: 人牙本质; 动电效应; 频率

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Streaming potential in human dentin

FENG Zu-de^{1,2}, WANG Ting¹, XU Bin-bin², YAO Rong-qian¹ (1. School of Materials, Xiamen University, Xiamen 36105, China; 2. Center for Nano-Science and Technology, Xiamen University, Xiamen 36105, China.)

Abstract: Objective To reveal the streaming potential in human dentin and the related influencing factors. Method Fresh human third molars without visible evidence of caries were used in this investigation. A cell was designed and manufactured for facilitating the measurement of streaming potential in human dentin under a simulated physiological condition. A system including the cell, a mechanical testing machine, a scanner and a personal computer was established for cyclic loading and data acquisition. The streaming potential of the dentin specimens was evaluated under the loading frequency ranging from 0.05 to 0.2 Hz. Subsequently, a hole of 0.5 mm in diameter was drilled in each dentin specimen for simulating the effect of deep caries on the streaming potential in dentin, the streaming potential of these dentin specimens were reexamined. Results Human dentin revealed streaming potential under testing condition. The value of streaming potential increased with the increase of the frequency of cyclic loading. The phenomenon may result from the increasing difference of pressure between the opposite surfaces of the dentin specimen upon the increase of velocity of the fluid through tubules as a result of increasing loading frequency. Introducing small hole into dentin specimen resulted in the decrease of peak streaming potential. Conclusion Human dentin revealed streaming potential as loaded cyclically in a simulated physiological condition. Increase of loading frequency lead to the increase of streaming potential. Introducing small hole into dentin specimen resulted in the decrease of peak streaming potential.

Key words: Human dentin; Streaming potential; Frequency

牙本质是人体牙齿的组成部分, 主要功能是保护其内部的牙髓和支持其表面的釉质。牙本质主要由牙本质小管、成牙本质细胞突起和细胞间质所

组成。成熟牙本质质量的70%为无机物, 20%为有机物, 10%为水^[1]。人皮质骨具有压电效应和动电效应已是众所周知^[2-7]。鉴于人皮质骨和牙本质

收稿日期: 2007-11-28; 修回日期: 2008-01-14

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(30470434)

作者简介: 冯祖德(1951-), 教授, 博士生导师, 研究方向: 生物医学材料, 骨与矿化。

通讯作者: 冯祖德, Tel: (0592)8778331; E-mail: zdfeng@xmu.edu.cn

在组分和结构上的相似性,人牙本质似也应具有相似的力电效应,包括压电和动电效应。近期的研究发现,人牙本质具有压电性质,水分含量越高,牙本质的压电效应越大。此外,牙本质小管的取向也对压电效应有影响;沿牙本质小管方向测到的压电效应较垂直牙本质小管方向大。脱胶原处理使牙本质的压电效应显著减小,而脱矿处理使压电效应略减小^[8]。

人牙的咀嚼力平均为31 kg,磨牙平均咀嚼力可达60 kg,咀嚼频率0.8~1.1次/s。对于活体牙来说,在应力作用下带电组织液的流动产生的动电效应似更具有临床价值。为此,本文建立了用于人牙本质动电效应研究的实验体系,初步探讨了人牙本质的动电效应及其影响因素。

1 材料与方法

1.1 流动电位的测量装置

图1为实验室自制的测量模具截面图,该模具由聚四氟乙烯制成,上下储液室的内径为4.0 mm,下储液室通过毛细管与大气连通。将厚度约为0.8 mm的片状人牙本质样品放在模具的上下储液室之间,用橡胶圈密封,防止上下储液室的液体相通。上下储液室中装入模拟体液(PBS缓冲液),其组成如下:NaCl 8.0 g/L, KCl 0.2 g/L, Na₂HPO₄ 1.15 g/L, KH₂PO₄ 0.2 g/L;该溶液的pH值用0.1 mol/L的NaOH溶液调节至pH7.3左右^[9]。

上下储液室各插入一直径0.4 mm的Ag-AgCl电极测量产生的电势差。Ag-AgCl电极制备方法如下:将直径0.4 mm的银丝用丙酮和蒸馏水洗净,

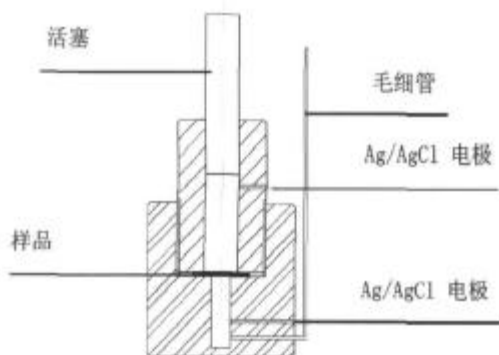


图1 动电效应测量装置剖面图

Fig. 1 Cross section of the cell for streaming potential test

作为正极,以Pt电极作负极,浸在1.0 mol/L的HCl溶液中并通2 mA左右的恒电流进行阳极极化,时间为30 min^[10],可得到呈灰黑色的Ag-AgCl电极。该电极不用时保存在1.0 mol/L的KCl溶液中,贮藏于暗处。Ag-AgCl电极是常用的参比电极,此电极具有良好的稳定性和较高的重现性,并无毒、耐震。

1.2 牙本质流动电位的测量

新鲜健康人磨牙用于本实验,其表面没有肉眼可见的龋损。用低速宝石圆片锯沿垂直于牙体长轴方向的牙髓腔上方切出两面平行的薄片,去除外层釉质。加工过程中不断淋去离子水,保持试样湿润。一共切割6个厚度约0.8 mm的牙本质样品用于流动电位的测量。样品在模拟体液中浸泡3天后测量其流动电位。将样品上部的电极设定为电位零点,下部电极测到的电位作为流动电位。由材料力学性能试验机(SUN 2500,意大利Galdabini Inc.)驱动活塞,施加幅值为15 N的正弦波压缩载荷(最小值为零,最大值15 N),根据计算产生的最大压应力为300 kPa,载荷频率分别为0.2 Hz、0.1 Hz、0.05 Hz。Ag-AgCl电极测得电位值由应变记录仪(5100B,美国Vishay Inc.)测量并记录,每秒记录50个电位数据(0.02 s⁻¹)。每个样品重复测量3次。

1.3 钻孔牙本质流动电位的测量

将上述牙本质样品中部各钻一小通孔(直径0.5 mm)后在模拟体液中再次测量其流动电位,实验的设置与步骤同1.2。

1.4 空白对照实验

两电极间不放样品、不加载荷时,记录两电极电位的变化。之后,在两电极间不放样品但加上幅值为15 N,频率为0.2、0.1、0.05 Hz的正弦载荷时,分别记录两电极间电位的变化。每次测量时间持续30 s,每秒记录50个电位数据(0.02 s⁻¹)。

2 结果

2.1 加载频率不同时牙本质的流动电位

图2所示为同一个牙本质试样分别在频率为0.2、0.1、0.05 Hz,幅值15N的正弦载荷条件下,

两电极测得的电势差随时间的变化。以上部电极为电位零点, 样品下部电极测到的电位为正。对比这3幅图, 发现测得的电势差在加载力并保持的时间段内不断增大, 在卸载并保持力值为零的时间段内不断下降到零; 加载频率越大, 产生的最大电势差值越大。频率为0.2 Hz时产生的最大电势差约0.7 mV, 频率为0.1 Hz时产生的最大电势差约0.5 mV, 而频率为0.05 Hz产生的最大电势差约0.3 mV。

2.2 加载频率不同时钻孔牙本质的流动电位

图3所示为同一个中心有孔的牙本质试样分别在频率为0.2、0.1、0.05 Hz, 幅值15 N的载荷条件下, 两电极测得的电势差随时间的变化。测得的电势差的变化趋势与钻孔前样品相同, 在加载力并保持的时间段内不断增大, 在卸载并保持力值为零的时间段内不断下降到零; 并且加载频率越大, 产生最大电势差值越大。但是, 样品钻孔后产生的电势差峰值较钻孔前小, 频率为0.2 Hz时产生的最大电势差约0.45 mV, 频率为0.1 Hz时产生

的最大电势差约0.3 mV, 而频率为0.05 Hz时产生的最大电势差约0.25 mV。

2.3 统计分析

表1是未处理试样和钻孔试样在不同载荷频率下产生的流动电位峰值的比较。从表1可见, 钻孔后产生的流动电位峰值减小, 并且加载的频率越低流动电位峰值越小。

表1 牙本质未处理试样和钻孔试样中产生的流动电势峰值比较(mV)
Tab. 1 Peak value of the streaming potential of dentin specimens (mV)

载荷频率 /Hz	未处理试样	钻孔试样
0.2	0.71 (0.06)	0.45 (0.08)
0.1	0.53 (0.03)	0.31 (0.06)
0.05	0.28 (0.05)	0.26 (0.04)

表内数据表示为均值(均方差)

方差分析表明, 引入小通孔前后牙本质样品产生的流动电位峰值有高度显著差异($P=0$), 并且施加不同频率的载荷对流动电位峰值也有显著的影响($P<0.01$)。

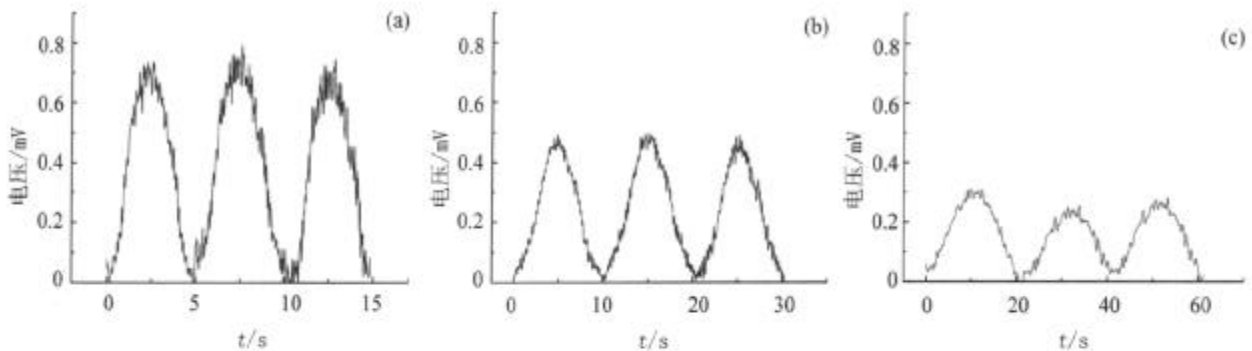


图2 牙本质在不同加载频率时的流动电势 (a) 0.2 Hz, (b) 0.1 Hz, (c) 0.05 Hz

Fig. 2 Streaming potential of dentin at the loading frequency of (a) 0.2 Hz, (b) 0.1 Hz, (c) 0.05 Hz

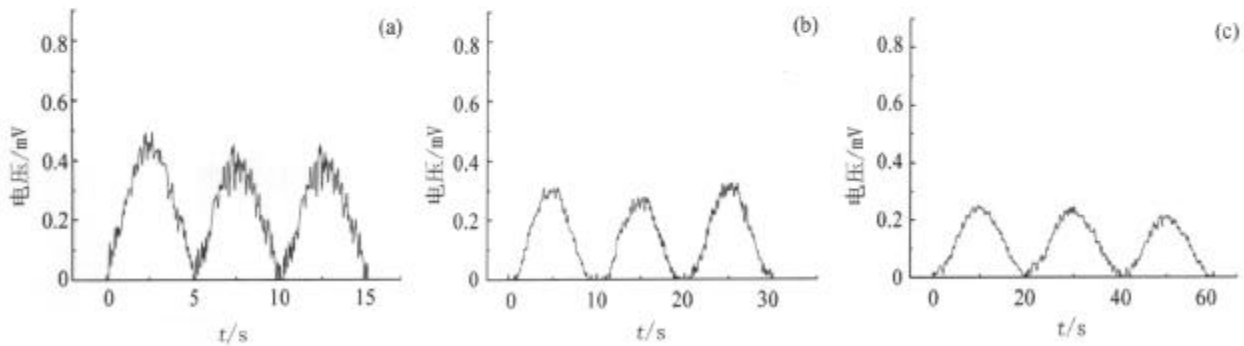


图3 钻孔牙本质在不同加载频率时的流动电势 (a) 0.2 Hz, (b) 0.1 Hz, (c) 0.05 Hz

Fig. 3 Streaming potential of dentin drilled at the loading frequency of (a) 0.2 Hz, (b) 0.1 Hz, (c) 0.05 Hz

2.4 流动电位测量系统空白对照实验

当模具中不放样品并且不加载荷时测量电位的变化,两电极间的平均电势差在测试持续的时间内略小于0 mV,线性拟合直线斜率等于0(见图4a),说明电位随时间没有增加或者减少的趋势。

当模具中不放样品并加上0.2 Hz的正弦载荷时测量电位的变化,两电极间的平均电势差在测试持续的时间内也略小于0 mV,线性拟合直线斜率等于0(见图4b),说明电位没有随时间增加或者减少的趋势。测得的电位不完全等于零,可能是仪器自身的系统误差造成,但电位值偏离0 mV很少并且没有增加或者减少的趋势,不会对实验造成较大的影响。

空白对照实验说明,在实验持续的时间内,整个实验体系对测量结果造成的影响很小,基本可以忽略。

3 讨论

固体材料流动电位的产生与其中存在微管系统有较大的关系。当固体与液体接触时,由于固体从溶液中选择性吸附某种离子,或者由于固体分子本身的电离作用使离子进入溶液,导致固液两相分别带有不同符号的电荷,在界面上形成双电层结构。当液体沿固液界面切向流动时,紧靠固体表面的一层液体由于电场力和范德华力的吸附作用是静止的,而稍微离开固体表面的液体发生移动,静止部分与流动部分的界面叫做滑移面。滑移面上双电层的电位被定义为Zeta电位,记为 ζ 。

当受到外界力(例如压力)的作用时,由于液体

流动使溶液中离子携带的电荷移动,从而在流动方向上产生电势差,称为流动电位。根据流动电位的经典理论,毛细管两端的流动电位 V_s 有以下表达式^[11]:

$$V_s = \frac{\epsilon \Delta p \zeta}{\eta k} \quad (1)$$

式中: ϵ 为介电常数; Δp 为样品上下表面的压力差; ζ 为Zeta电位; η 为液体的黏度; k 为液体的电导率。

牙本质小管内组织液可以看成是一种电解质。牙本质内存在着牙本质小管等微管系统,这些微管在生理条件下和组织液接触后向组织液转移正电荷而带负电,而在非生理条件下牙本质本身可发生自然极化,即在自然状态下两个相对的面上出现符号相反的电荷^[3,9]。所以,无论是否在生理条件下,牙本质/组织液界面都将产生双电层。牙本质受力后发生变形,使牙本质中微管系统中在体积减小的部位引起管内压力升高,在体积增加的部分压力减小,导致液体流动产生流动电位。Qin等^[12]的研究表明,微空间尺寸越小,流动电位越大。候振德等^[13]的实验结果表明,瞬态加载时骨小管内的流动电位大于哈佛氏管的流动电位,甚至可以推测羟基磷灰石微晶体与胶原纤维的微空间可能存在更大的流动电位。

当施加正弦波型周期加载时,对样品上部的液体产生压力。压力增大的过程中,测得的电位不断增大,产生一个峰值电位。压力下降的过程

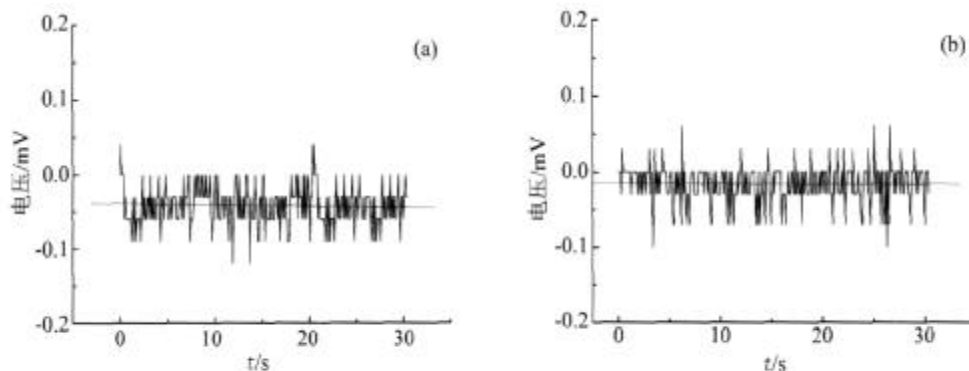


图4 空白对照试验 (a)不加载荷,(b)加载频率(0.2 Hz)

Fig. 4 Voltages as a function of time as control test (a) without loading,(b) at the loading frequency of 0.2 Hz

对应电位逐渐下降到零。推测牙本质流动电位产生的原理与骨类似,在牙本质小管壁与液体的界面上电荷分离,形成双电层。当受到载荷时,样品上部压力增加,造成牙本质小管上部液体压力增大,使少量缓冲溶液通过牙本质小管从样品上部流到下部,从而在牙本质小管两端产生流动电位。从实验结果推测,牙本质小管表面带负电,液体带正电,液体的流动方向为从上到下,所以在样品上部测到的电位为负,下部电位为正。本实验的样品取自离体牙本质,并且浸泡在模拟体液中进行实验,可以说明牙本质的流动电位现象与新陈代谢无关,在非生理状态下也存在。

式(1)是用毛细管推导出来的,不含反映试样形状的参数,因此可以不考虑毛细管的形状;也就是说当样品所处的液体环境不变时,流动电位的大小主要取决于上下表面的压力差。从对骨的实验可知,哈佛氏管两端压力差值越大,液体流速越快,则产生的流动电位越大^[7,14]。牙本质流动电位随频率变化的结果与骨相同;在骨中,流动电位随加载频率单调增加,并且近似呈线性变化^[14]。载荷相同时,加载的频率越大,牙本质样品受到的压力从零增大到最大值的时间越短,上下表面的压力差变化越快,所以液体通过牙本质小管的流速越快,从而产生更大的流动电位。所以载荷频率越大,测得的流动电位峰值越大。

龋病多发于磨牙,临床上发生中龋和深龋时牙齿已形成较深的龋洞,对牙本质造成破坏^[11]。为了观察中度以上的龋病(龋孔深达牙本质)对于牙本质流动电位的影响,在试样中心钻一小通孔后再次测量其流动电位。实验结果表明,同一试样产生的流动电位峰值减小。据推测,当受到载荷时,可能有部分液体通过小孔从上部流到下部,使上部液体的部分压力通过小孔传递到下部,减小了上下部液体的压力差;而流动电位的大小主要取决于上下表面的压力差,所以在相同的载荷和频率下,有孔样品产生的流动电位峰值较小。从本实验结果推测,龋病造成的龋洞对牙本质的流动电位有一定影响,使其峰值减小;但是这种影响对牙体—牙髓复合体的生理或病理过程的作用机制尚不清楚,还

有待进一步的研究。

由于受本实验所用的材料力学性能试验机的加载频率的限制,本实验中最高加载频率小于1Hz,而人咀嚼频率可达0.8~1.1次/s(即0.81.1Hz),加载的最高幅值也略低于人咀嚼力。但从本研究的结果可得出一个趋势,加载频率越高,测得的流动电位也越大。本课题组正在较宽的加载频率和峰值应力的范围内进一步观察人牙本质的动电效应,以期获得更完备的数据。

致谢:厦门市口腔医院陈晓琳副主任医师提供了本实验中的新鲜离体人磨牙,特此致谢!

参考文献:

- [1] 于世凤. 口腔组织病理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2003.
- [2] 张兵兵, 潘君, 王远亮, 等. 流体剪切力在骨生长、重建中的重要作用[J]. 医用生物力学, 2005, 20: 123-126.
- [3] Salzman RA. Electromechanical potentials in cortical bone—Experimental analysis [J]. J Biomech, 1987, 20: 271-280.
- [4] Starkebaum WS, Pollack SR, Korostoff E. Microelectrodes studies of stress generated potentials in four point bending of bone [J]. J Biomed Mat Res, 1979, 13: 729-751.
- [5] Guzelsu N, Walsh WR. Streaming potential of intact wet bone [J]. J Biomech, 1991, 23: 673-685.
- [6] Gross D, Williams WS. Streaming potential and the electromechanical response of physiologically moist bone [J]. J Biomech, 1982, 15: 277-295.
- [7] 候振德, 陈金龙, 王国安, 等. 湿骨内动态力 - 电位的因素分析 [J]. 实验力学, 2002, 17: 234-241.
- [8] Wang T, Feng ZD, Song YX, et al. Piezoelectric properties of human dentin and some influencing factors [J]. Dental Materials, 2007, 23: 450-453.
- [9] 牟战旗, 梁成浩. 不同模拟体液及 pH 值变化对人体用金属生物材料耐蚀性能的影响 [J]. 中国腐蚀与防护学报, 1998, 8: 126-130.
- [10] 叶瑛, 邬黛黛, 黄霞, 等. 固态 pH 探测电极的制备及其性能表征 [J]. 传感技术学报, 2003, 4: 487-491.
- [11] [日]小久见善八. 电化学 [M]. 北京: 科学出版社, 2002: 41.
- [12] Qin L, Mak ATF, Cheng CW, et al. Histomorphological study on pattern of fluid movement in cortical bone in goats [J]. Anatomical Record, 1999, 255: 380-387.
- [13] 候振德, 王国安, 陈金龙, 等. 骨内动态加载过程中瞬态流动电位的实验研究 [J]. 天津大学学报, 2002, 35: 212-216.
- [14] 候振德, 高瑞亭. 骨的力电性质 [J]. 力学进展, 1995, 25: 85-101.