

文章编号: 0258-7025(2010)11-2709-05

光学相干层析用于检测早期人工龋齿

孟卓¹ 姚晓天¹ 姚晖² 刘铁根¹ 李燕妮² 王冠华²

(¹ 天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术科学教育部重点实验室光偏振研究中心, 天津 300072)
² 天津市口腔医院暨南开大学附属口腔医院实验研究中心, 天津 300041)

摘要 早期龋齿是由牙齿内部脱矿造成的, 脱矿区导致后向散射系数增加。提出一种通过光学相干层析(OCT)检测早期龋齿的方法, 通过研制的全光纤 OCT 系统对人离体牙齿进行成像, 获得了正常人离体牙齿的二维断层图像, 并采用酸蚀法对人正常离体牙齿分别进行了 12, 24, 48, 72, 96 和 120 h 人工体外龋齿建模, 使用全光纤 OCT 系统对人工龋齿脱矿程度进行定量测量, 测量结果满足人工致龋深度与人工致龋时间之间的线性关系, 验证了通过采用 OCT 方法定量测量牙齿脱矿程度来检测早期龋齿的可行性。

关键词 医用光学; 光学相干层析; 人工龋齿; 早期龋齿; 脱矿

中图分类号 TN247; R781.1 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL20103711.2709

Detecting Early Artificial Caries by Using Optical Coherence Tomography

Meng Zhuo¹ X. Steve Yao¹ Yao Hui² Liu Tiegen¹ Li Yanni² Wang Guanhua²

¹ Optical Polarization Research Center, Key Laboratory of Opto-Electronics Information and Technical Science, Ministry of Education, College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering,

Tianjin University, Tianjin 300072, China

² Experimental Research Center, Tianjin Stomatological Hospital, Affiliated Dental College of Nankai University, Tianjin 300041, China

Abstract Early dental caries is caused by demineralization of the teeth, which results in the increasing backscattered coefficient of the lesion area. In the paper, a method is proposed for detecting early caries by using optical coherence tomography (OCT). The two dimensional tomography images of the human teeth in vitro are obtained by using the development all fiber OCT system. Artificial caries model is made by chemical etching on the human teeth in vitro for 12, 24, 48, 72, 96 and 120 h, respectively. Using the OCT system, the level of demineralization is obtained quantitatively and the measurement data are obtained with different artificial time. The result shows that the depth of the artificial caries has the linear relationship with time. It is proved that OCT has the feasibility by detecting the level of demineralization for early caries diagnosis.

Key words medical optics; optical coherence tomography; artificial caries; early dental caries; demineralization

1 引言

传统上龋齿大多是在龋损需要手术修复治疗的阶段才被诊断的, 而在早期, 即脱矿初期或“潜在性龋”阶段难以做出准确的诊断。如果在龋齿的早期阶段能够及时发现并进行早期干预, 将会有效控制

龋齿的发展, 同时能够得到十分有效的治疗, 这样就可以免去病人进行手术的痛苦。

光学相干层析(OCT)是一种非接触、无损伤成像技术, 具有很高的测量分辨率, 可达 1~15 μm , 是继超声波, X 射线计算机断层扫描和核磁共振成像等技术

收稿日期: 2010-06-23; 收到修改稿日期: 2010-08-18

基金项目: 国家 973 计划(2010CB327802)、国家自然科学基金(30770597)和中国博士后科学基金(20100470782)资助课题。

作者简介: 孟卓(1980—), 男, 博士后, 讲师, 主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: tjictom@126.com

之后的一种新型生物组织成像技术。1991年 Huang 等^[1]首次利用 OCT 技术获得了人眼视网膜细微结构和冠状动脉壁的结构,自此 OCT 技术得到广泛发展,近两年国内的浙江大学、清华大学和天津大学等研究小组在 OCT 算法与系统方面都取得了新的研究成果,并在很多领域得到了应用^[2~6]。许多研究小组也将 OCT 技术用于口腔疾病的检测,相继获得了正常和龋损牙齿组织 OCT 图像^[7~9],采用 OCT 技术测量了牙齿组织的折射率^[10],同时也利用 OCT 获得了牙齿组织的偏振特性^[11~13],并已经开始了采用 OCT 技术进行龋齿诊断的研究工作^[14,15],OCT 技术已经证实可以应用于口腔医学诊断。

本文提出一种通过 OCT 获得牙齿脱矿程度的信息来检测早期龋齿的方法。介绍了用于早期龋齿检测的全光纤 OCT 系统的原理,对正常人离体牙齿进行成像,证实系统具有对离体牙齿层析的能力,并采用该系统对体外建模得到的人工龋齿进行检测,验证 OCT 用于检测早期龋齿的可行性。

2 用于龋齿检测的全光纤 OCT 系统

OCT 利用低相干干涉原理,使用宽带光源可以获得很高的测量分辨率。其基本结构为迈克耳孙干涉

仪,图 1 是用于龋齿诊断的全光纤口腔 OCT 系统结构图。其中 SLD 为宽带光源,中心波长为 1310 nm,带宽 50 nm,相干长度约为 15 μm ,因此在牙齿内部可以获得小于 10 μm 的轴向分辨率。MDL 为电控可变光延迟器,SMF 为单模光纤,DAQ card 为数据采集卡,PC 为计算机。从 SLD 光源发出的光通过自聚焦透镜(聚焦 GRIN lens,焦距为 9 mm)入射到被测样品,样本放置在采用步进电机驱动的二维位移平台上,如图 2 所示。通过位移平台带动样品与 GRIN lens 发生相对运动实现对样品的横向扫描。GRIN lens 的出射端面通常有一定的后向反射光,以此反射光作为参考光,两路光信号由环形器 1(circulator 1),环形器 2(circulator 2)经过耦合器(coupler)分为两路,信号光被分为 E_{1S} 和 E_{2S} ,参考光被分为 E_{1R} 和 E_{2R} 。由于 GRIN lens 端面与样品的距离远大于光源的相干长度,因此在干涉仪的一臂加入光纤延迟器以调节干涉臂两路的光程差,使得 E_{1S} 和 E_{2R} 或者 E_{2S} 和 E_{1R} 之间的光程差相等,再通过光纤拉伸器(fiber stretcher)改变干涉臂光程,实现对被测样品的轴向光程扫描。本系统结构采用次峰干涉,并采用法拉第旋转镜(Faraday mirror)反射两路信号发生干涉消除干涉仪两臂单模光纤偏振态随机变化对干涉信号的影响^[16]。探测器输出的光电流信号为

$$i_d = I_R |\gamma(x_R)| \cos 2kx_R + I_S |\gamma(x_S)| \cos 2kx_S + I_{S+R} |\gamma(x_{S+R})| \cos 2kx_{S+R} + I_{S-R} |\gamma(x_{S-R})| \cos 2kx_{S-R}, \quad (1)$$

式中 $\gamma(x) = \exp\left[-\left(\frac{x}{l_c}\right)^2 \ln 2\right]$, 其中 l_c 为光源的相干长度。输出的光电流包括三部分干涉信号,主峰为 $[I_R |\gamma(x_R)| \cos 2kx_R + I_S |\gamma(x_S)| \cos 2kx_S]$, I_R 和 I_S 分别为参考光和样品光自相干光强, x_R 和 x_S 分别为参考光和样品光自相干光程;对称分布在主峰两侧的次峰为

$(I_{S+R} |\gamma(x_{S+R})| \cos 2kx_{S+R}, I_{S-R} |\gamma(x_{S-R})| \cos 2kx_{S-R})$, $I_{S+R} = I_{S-R}$ 为参考光和样品光的互相干光强, x_{S+R} 和 x_{S-R} 分别为参考光和样品光的互相干光程;次峰包含了样品光与参考光干涉的信息,是需要采集的信号,其中 $I_{S-R} |\gamma(x_{S-R})|$ 为信号的包络, $\cos 2kx_{S-R}$ 为信号的载波。计算机通过采集卡采集光电转换后信号进行进一步处理。

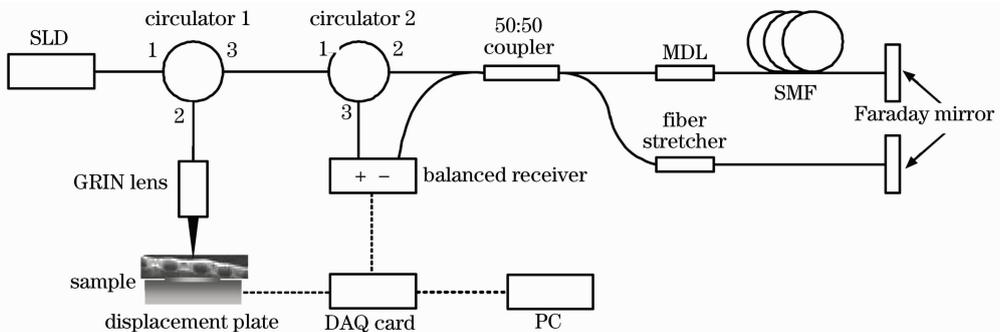


图 1 全光纤口腔 OCT 系统结构图

Fig. 1 Schematic of all-fiber oral OCT system

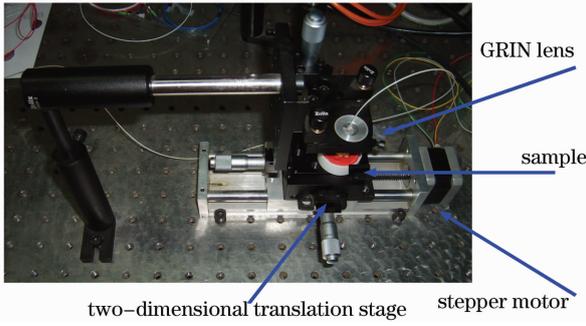


图 2 样品位移平台

Fig. 2 Sample displacement plate

3 OCT 图像的获取

通过采集探测器输出光电流,利用巴特沃斯带通滤波器进行数字滤波,用希尔伯特变换提取干涉信号包络^[17]。干涉信号的包络反映了样品在此深度上的散射率,通过解调干涉信号的包络便可得到样品深度方向的一维结构。采集了牙齿的一维干涉信号及解调后的包络,图 3(a)为扫描范围内的原始干涉信号光强,通过希尔伯特变换提取的包络信号如图 3(b)所示,纵坐标表示被测量牙齿内部的后向散射强度经探测器光电转换后的电压值,横坐标为样品深度方向的位置。

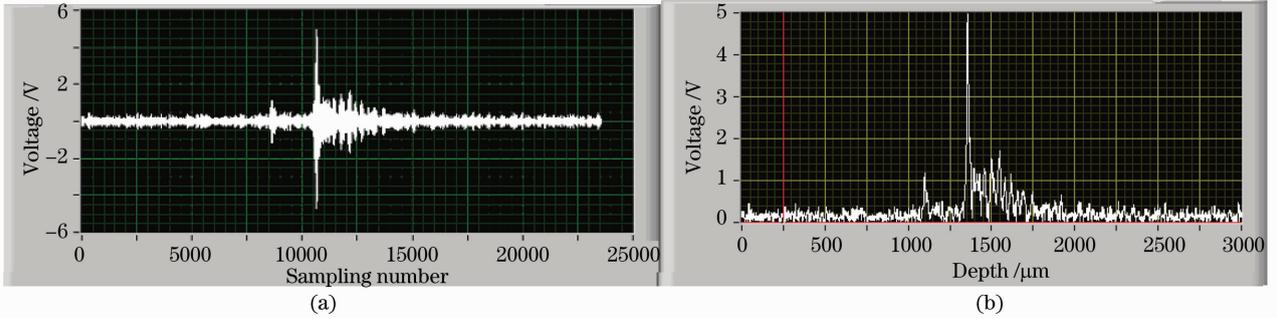


图 3 牙齿一维 OCT 干涉信号及其包络

Fig. 3 One dimension interference signal and envelope

一维 OCT 信号反应的是样品在某点深度下的组织后向散射光的变化,再利用横向扫描则可以测量出样品在横向扫描方向深度下的二维微结构。图 4 为正常人离体牙齿图片,图 5 为其二维 OCT 图像。

4 人工龋齿检测实验结果及讨论

早期龋齿导致牙齿内部脱矿,使得该区域折射率发生变化,从而导致其后向散射系数增加^[18]。为了获得牙齿内部脱矿程度和 OCT 图像之间的关系,对离体牙齿进行人工体外建模,模拟口腔龋齿发生环境。实验中,采用酸蚀法对人正常离体牙齿进



图 4 正常人离体牙齿

Fig. 4 Normal extracted tooth

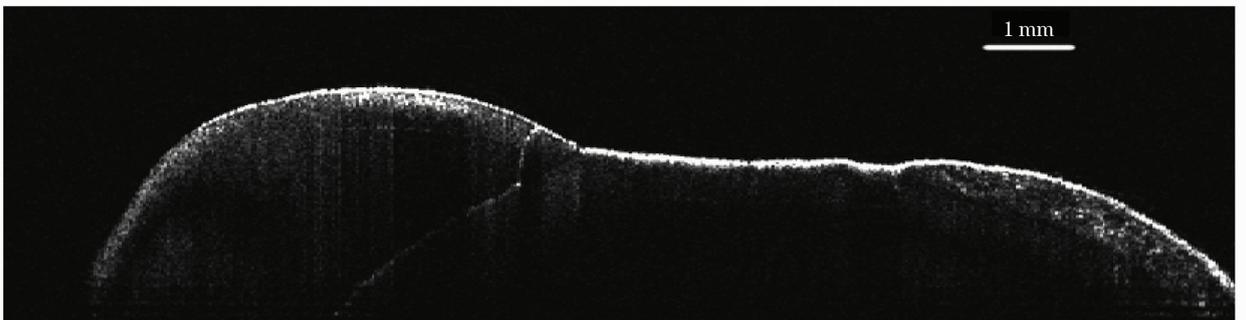


图 5 正常人离体牙齿二维 OCT 图像

Fig. 5 Two dimension OCT image of the extracted tooth

行人工龋齿建模。选择了 6 颗人离体正常牙齿样本,将这 6 颗牙齿放置在相同浓度的酸蚀溶液中,分别对其进行了 12,24,48,72,96 和 120 h 酸蚀处理,然后采用本文系统分别对它们扫描,采集得到其二维 OCT 图像,如图 6 所示。

由图 6 可见随着人工致龋时间的增加,牙齿表面结构被破坏,产生脱矿区。脱矿区随时间的增加而向牙齿内部扩散。在每个牙齿模型的开窗区域内

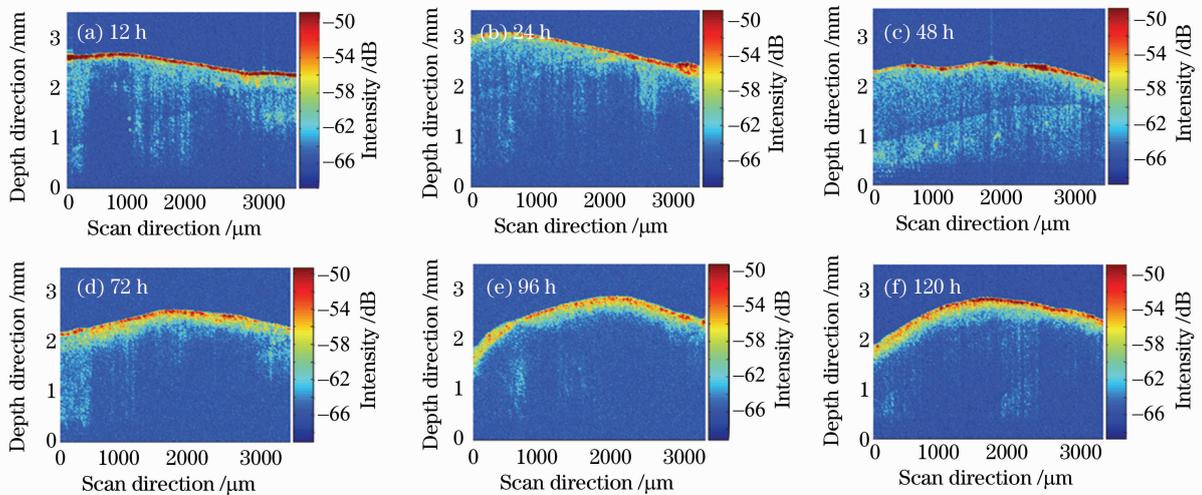


图 6 离体牙人工龋体外建模后的二维 OCT 图像

Fig. 6 Two dimension OCT image of the vitro modeling teeth

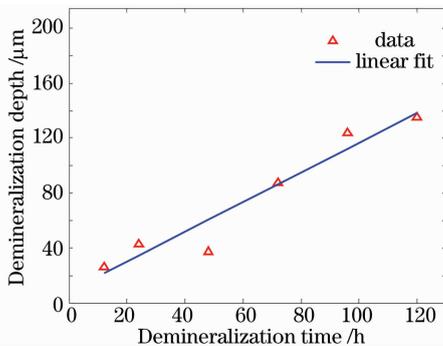


图 7 平均脱矿深度随脱矿时间的变化曲线

Fig. 7 Average depth of demineralization with different demineralization time

5 结 论

实验结果表明,脱矿深度随着人工致龋时间的增加而增加,并且在龋齿发病的早期(一般在发生脱矿 72 h 以内),系统可以检测到由人工致龋导致的牙齿内部脱矿。由于采用了不同的牙齿样本进行人工致龋处理,所以每个牙齿样本自身存在一定的差异,由图 6 可见,48 h 的牙齿样本内部结构与其他牙齿样本存在差别,导致图 7 中测量平均脱矿深度的结果存在一定的误差。除了 48 h 的牙齿样本外,

进行 100 次深度扫描(A 扫描),根据采集到的数据进行统计平均,计算发生脱矿区域的深度,并将结果进行线性拟合,曲线如图 7 所示,拟合的结果为

$$d = 1.0804t + 8.6128, \quad (2)$$

式中 d 为脱矿深度, t 为脱矿时间。拟合结果符合由 Arends 等^[19]提出的由酸液引起的人工龋中,病损深度 d 与时间 t 应满足的线性关系。

其他牙齿样本体现出测量的一致性,可以证明 OCT 可以进行早期龋齿的检测。在进一步的实验中,可采用酸蚀凝胶等材质对同一牙齿进行酸蚀,同时在不同时刻采集其 OCT 图像,以连续检测龋齿发展变化情况。

参 考 文 献

- 1 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography[J]. *Science*, 1991, **254**(5035): 1178~1181
- 2 Xu Lei, Ding Zhihua, Chen Minghui *et al.*. Transmissive RSOD for balance detection based OCT[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2543~2547
徐磊,丁志华,陈明惠等. 基于透射式 RSOD 的平衡探测型 OCT 系统[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2543~2547
- 3 Duan Lian, He Yonghong, Zhu Rui *et al.*. Development of a spectrum domain 3D optical coherence tomography system[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2528~2533
段炼,何永红,朱锐等. 三维谱域光学相干层析成像系统的研制[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2528~2533
- 4 Wang Yi, Chen Xiaodong, Li Haifeng *et al.*. Single-detector polarization-sensitive optical coherence tomography for biological tissue imaging [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2534~2537
汪毅,陈晓冬,李海峰等. 单探测器偏振相干层析的生物组织成像[J]. *中国激光*, 2009, **36**(10): 2534~2537
- 5 Wu Tong, Ding Zhihua, Development of 20 kHz swept source optical coherence tomography system[J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(2): 503~508
吴彤,丁志华. 20 kHz 扫频光学相干层析系统[J]. *中国激光*,

- 2009, **36**(2): 503~508
- 6 Li Peng, Huang Run, Gao Wanrong, Experiment research on optical coherence tomography of human skin [J]. *Chinese J. Lasers*, 2009, **36**(10): 2498~2502
李 鹏, 黄 润, 高万荣. 光学相干层析术在人体皮肤成像方面的实验研究[J]. 中国激光, 2009, **36**(10): 2498~2502
- 7 B. W. Colston, Jr., M. J. Everett, U. S. Sathyam *et al.*. Imaging of the oral cavity using optical coherence tomography [J]. *Monogr. Oral Sci.*, 2000, **17**: 32~55
- 8 A. Baumgartner, S. Dichtl, C. K. Hitzberger *et al.*. Polarization-sensitive optical coherence tomography of dental structures [J]. *Caries Res.*, 2000, **34**(1): 59~69
- 9 B. T. Amaechi, S. M. Higham, A. G. H. Podoleanu *et al.*. Use of optical coherence tomography for assessment of dental caries; quantitative procedure [J]. *J. Oral Rehabil.*, 2001, **28**(12): 1092~1093
- 10 Zhuo Meng, X. Steve Yao, Hui Yao *et al.*. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2009, **14**(3): 034010
- 11 D. Fried, J. Xie, S. Shafi *et al.*. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography [J]. *J. Biomed. Opt.*, 2002, **7**(4): 618~627
- 12 Yueli Chen, Linda Otis, Daqing Piao *et al.*. Characterization of dentin, enamel, and carious lesions by a polarization-sensitive optical coherence tomography system [J]. *Appl. Opt.*, 2005, **44**(11): 2041~2048
- 13 Michael H. Le, Cynthia L. Darling, Daniel Fried. Automated analysis of lesion depth and integrated reflectivity in PS-OCT scans of tooth demineralization [J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2010, **42**(1): 62~68
- 14 A. Z. Freitas, D. M. Zezell, M. P. A. Mayer. Determination of dental decay rates with optical coherence tomography [J]. *Laser Phys. Lett.*, 2009, **6**(12): 896~900
- 15 Waseem Jerjes, Tahwinder Upile, Brendan Conn *et al.*. In vitro examination of suspicious oral lesions using optical coherence tomography [J]. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2010, **48**(1): 18~25
- 16 Meng Zhuo, Yao Xiaotian, Lan Shoufeng *et al.*. Study of automatic elimination of polarization fluctuation method for all-fiber oral OCT system [J]. *J. Optoelectronics • Laser*, 2009, **20**(1): 133~136
孟 卓, 姚晓天, 兰寿锋等. 全光纤口腔 OCT 系统偏振波动自动消除方法研究 [J]. 光电子·激光, 2009, **20**(1): 133~136
- 17 Meng Zhuo, X. Steve Yao, Liang Yan *et al.*. Demodulation of all-fiber optical coherence tomography dental diagnosis system [J]. *Chinese J. Sensors and Actuatorss*, 2008, **21**(11): 1858~1861
孟 卓, 姚晓天, 梁 燕等. 全光纤光学相干层析牙齿检测系统的解调 [J]. 传感技术学报, 2008, **21**(11): 1858~1861
- 18 F. C. Besic, M. R. Wiemann, Jr.. Dispersion staining, dispersion, and refractive indices in early enamel caries [J]. *J. Dent. Res.*, 1972, **51**(4): 973~985
- 19 J. Arends, J. Christoffersen, M. R. Christoffersen *et al.*. Rate and mechanism of enamel demineralization in situ [J]. *Caries Res.*, 1992, **26**(1): 18~21