

文章编号: 0253-2239(2010)s100412

# 基于光学相干层析图像的离体牙三维重建

孟卓<sup>1</sup> 姚晓天<sup>1</sup> 姚晖<sup>2</sup> 刘铁根<sup>1</sup> 万木森<sup>1</sup> 连小丽<sup>2</sup>

(<sup>1</sup> 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)

<sup>2</sup> 天津市口腔医院南开大学附属口腔医院实验研究中心, 天津 300041

**摘要** 利用错切变形(shear-warp)算法对离体牙的光学相干层析图像进行三维重建,实现牙齿三维组织结构的可视化,便于医生对病变进行定位,为早期的龋齿诊断提供依据。介绍了 shear-warp 算法的原理、用于龋齿检测的全光纤光学相干层析成像系统,以及使用该系统扫描得到 97 幅离体牙牙冠的二维层析图并重建获得三维结构图。

**关键词** 医用光学;光学相干层析;龋齿;三维重建;错切变形(shear-warp)

**中图分类号** TP391.41 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS201030.s100412

## Three Dimensional Reconstruction of the Tooth in Vitro Based on Optical Coherence Tomography Images

Meng Zhuo<sup>1</sup> X. Steve Yao<sup>1</sup> Yao Hui<sup>2</sup> Liu Tiegeng<sup>1</sup> Wan Musen<sup>1</sup> Lian Xiaoli<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Optical Polarization Research Center of 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

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

**Abstract** The shear-warp algorithm is used to reconstruct optical coherence tomography images (OCT) of the tooth in vitro. 3D reconstruction image is convenient for doctors to locate lesions and has a great potential for the clinical diagnosis of early dental caries. The basic principle of the shear-warp algorithm is introduced, as well as the all-fiber optical coherence tomography dental diagnosis system and three dimensional reconstruction image of the tooth in vitro based on 97 OCT images.

**Key words** medical optics; optical coherence tomography; dental caries; three dimensional reconstruction; shear-warp

**OCIS codes** 170.4500;170.1850;100.6890;100.3010

## 1 引 言

龋病是一种常见的口腔多发疾病,传统的龋齿诊断方法很难发现早期龋损,如果在该阶段能够及时发现龋损并进行早期干预,将会有效控制其进一步发展,提高治疗效果。光学相干层析(OCT)作为一种新型高分辨率、非侵入性的光学成像方法,可以获得牙齿表面以下的组织微结构,在很多领域得到了广泛的应用<sup>[1-3]</sup>。测量的分辨率通常可以达到几微米甚至更高,能及时发现牙齿内部微小的脱矿区

域,这对于龋齿的早期诊断具有重要的意义。1998年以来,国外许多研究机构先后利用 OCT 技术获得清晰的正常及龋损的牙齿 OCT 图像<sup>[4-8]</sup>,证明 OCT 在口腔医学诊断上的应用价值。但在上述研究中获得的图像多为二维的,Freitas<sup>[9]</sup>小组重建出的三维牙齿组织也只是微结构,不便于医生在临床使用时从宏观上定位病变,因此利用医学可视化技术对牙齿开展三维重建工作具有重要意义。

体绘制作为空间数据场可视化技术的一种,可

收稿日期: 2010-08-20; 收到修改稿日期: 2010-11-02

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,主要从事光学相干层析方面的研究。E-mail: tjictom@126.com

以直接由三维数据场产生屏幕的二维图像,具有包括数据场的每个细节,图像质量高等优点,被广泛应用于医学断层图像三维重建等领域。体绘制技术中广泛应用的算法有光线投射算法<sup>[10]</sup>、足迹表法<sup>[11]</sup>,错切变形算法(shear-warp)<sup>[12]</sup>等。在体绘制中每当用户指定的观察视角发生转换的时候,需要重新对数据场进行三维重采样,而 OCT 医学图像数据量非常大,因而该过程在绘制过程中,尤其在实现交互显示中时间消耗大的问题就会显得尤为明显。而 shear-warp 算法则有效地克服了这个缺点,通过将三维空间的重采样过程转换为二维平面的重采样过程,大大减少了计算量,是目前被认为速度最快的一种体绘制算法。

本文基于全光纤口腔 OCT 系统获得离体牙齿的二维层析图像序列,利用 shear-warp 算法实现了整个牙冠组织的三维重建实现了牙齿三维结构的显示,从而为临床诊断提供更加丰富的组织结构信息,便于医生进行精确的病变定位。

## 2 shear-warp 算法原理

在 shear-warp 算法中通过沿体绘制中视线方向的分解,将三维数据场的投影变换分解为三维数据场的错切变换和二维图像的变形两步实现,从而使物体扫描空间到图像空间的投影简化。

该算法在平行投影时的基本原理如图 1 所示。图 1(a)中的一组水平线表示三维离散数据场的一系列断层切片,算法中规定三维数据场的自然坐标系为物体坐标系,选择该坐标系中与视线方向夹角最小的坐标轴为主视轴,同时该轴作为标准物体坐标系的  $z$  轴,如图 1(b)所示,体数据切片为  $xy$  平面,从数据场的三个可能的切片方向中选取与主视轴垂直的切片方向作为投影面方向,从而使变形的过程中信息损失最小。最终重建图像所在坐标系为

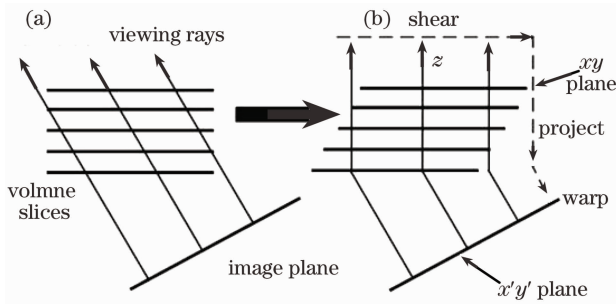


图 1 shear-warp 算法原理(平行投影)

Fig. 1 The principle of shear-warp algorithm (parallel projection)

图像坐标系,即观察屏幕所在坐标系,图像平面为  $x'y'$  平面,如图 1(b)所示。这时观察方向和错切物体空间坐标系的一个轴平行,因而垂直于三维数据场的各数据切片。错切变换后的数据场作正投影得到中间图像,并通过一次二维图像变形获得最终图像<sup>[12]</sup>。

综上所述, shear-warp 算法的变换过程可用下列矩阵方程表示为<sup>[13]</sup>

$$\mathbf{M}_{\text{view}} = \mathbf{M}_{\text{warp}} \cdot \mathbf{M}_{\text{shear}} \cdot \mathbf{P}, \quad (1)$$

式中  $\mathbf{M}_{\text{view}}$  为观察变换矩阵,表征从物体坐标系到图像坐标系的转换。矩阵中的各个元素值可根据三维空间离散数据场的观察方向计算得到。 $\mathbf{P}$  为坐标变换矩阵,实现物体坐标系到标准物体坐标系的转换。 $\mathbf{M}_{\text{shear}}$  为错切变换矩阵,在错切变换中,同一切片层的所有数据点错切平移量相等,且仅取决于初始观察方向,因此在平行投影中,该变换矩阵可定义为

$$\mathbf{M}_{\text{shear}} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & S_x & 0 \\ 0 & 1 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (2)$$

$\mathbf{M}_{\text{warp}}$  为从中间二维图像到最终图像的变换矩阵。由(1)式可得

$$\mathbf{M}_{\text{warp}} = \mathbf{M}_{\text{view}} \cdot \mathbf{P}^{-1} \cdot \mathbf{M}_{\text{shear}}^{-1}. \quad (3)$$

## 3 离体牙三维重建

利用 shear-warp 算法对离体牙进行三维重建流程如图 2 所示,具体包括以下几个步骤:

1) 获得三维离散数据场。将 OCT 系统获得的二维层析图序列作为三维数据场,由于该数据场为三维空间规则数据场,在程序中选择一维数组进行数据存储,从而简化对三维离散数据场中任意点的索引<sup>[14]</sup>。

2) 数据预处理中包括对数据点法向量的预计算。在体绘制中由于缺少“面”的信息,因此利用中心差分法<sup>[15]</sup>求得数据点的梯度值来代替法向量信息,并作为数据点的属性进行储存。设三维数据场中索引为  $(i, j, k)$  的数据点对应的二维图像灰度值为  $f(x_i, y_j, z_k)$ , 则

$$\begin{aligned} G_{\text{rad}_x} &= [f(x_{i+1}, y_j, z_k) - f(x_{i-1}, y_j, z_k)]/2 \\ G_{\text{rad}_y} &= [f(x_i, y_{j+1}, z_k) - f(x_i, y_{j-1}, z_k)]/2 \\ G_{\text{rad}_z} &= [f(x_i, y_j, z_{k+1}) - f(x_i, y_j, z_{k-1})]/2, \end{aligned} \quad (4)$$

式中  $G_{\text{rad}_x}$ ,  $G_{\text{rad}_y}$  和  $G_{\text{rad}_z}$  分别为该点在  $x, y, z$  三个方向的梯度分量。

3) 数据分类。三维数据场的分类是整个可视化流程中非常重要的一步,合理的分类对于后续处

理十分重要。牙齿的牙冠由牙釉质和牙本质两部分组成,由于牙釉质的光学散射系数低于牙本质,因此在二维层析图像中,灰度值较高的部分为牙釉质,灰度值较低的部分为牙本质<sup>[16]</sup>。因而通过交互方式,选用阈值法<sup>[17]</sup>对组织进行半自动分类即可实现较好的分类效果。

4) 根据 shear-warp 原理对二维层析图序列进行三维重建并显示。

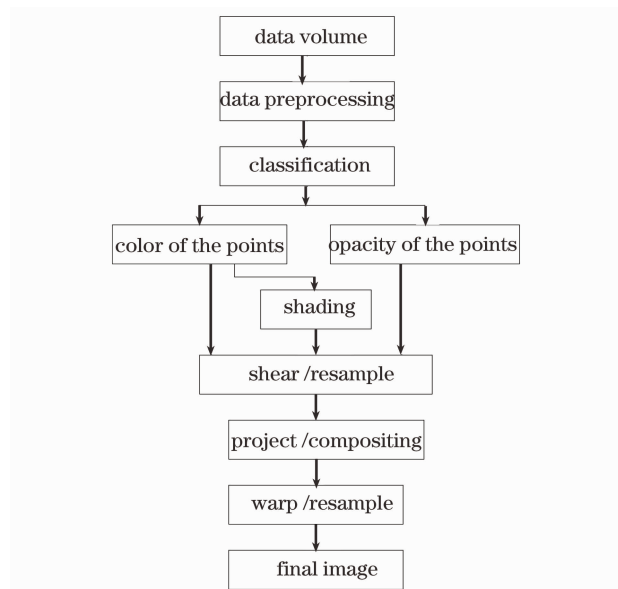


图 2 shear-warp 算法基本流程

Fig. 2 The procedure of shear-warp algorithm

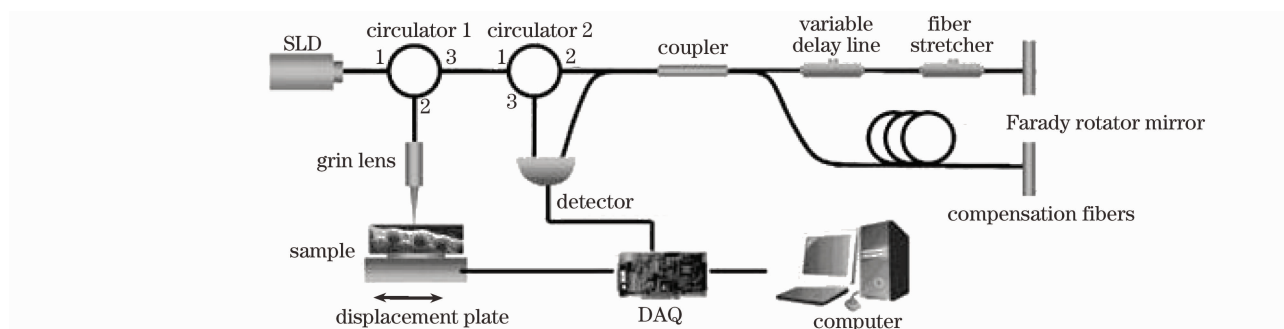


图 3 全光纤口腔 OCT 系统结构图

Fig. 3 Schematic of the all-fiber OCT system



图 4 离体牙齿样品

Fig. 4 The sample of human tooth in vitro

## 4 实验结果

实验中首先对离体牙进行扫描,图 3 为用于龋齿诊断的全光纤口腔 OCT 系统结构图,其基本结构为迈克尔孙干涉仪。系统中 SLD 光源的中心波长为 1310 nm,带宽 50 nm,相干长度 15  $\mu\text{m}$ (空气中),在牙齿组织中分辨率为 9~10  $\mu\text{m}$ 。系统中通过在迈克尔孙干涉仪的一臂利用光纤拉伸器改变干涉臂光程,实现对被测样品的轴向光程扫描(扫描深度 3 mm)。步进电机带动样品产生相对自聚焦透镜的移动作为横向扫描(分辨率 15  $\mu\text{m}$ ),并与轴向光程扫描共同构成一幅二维层析图,通过手动调节位移平台可获得二维层析图序列(扫描范围 7.5 mm)。

利用 OCT 系统对离体牙的整个牙冠部分进行扫描,共得到 97 幅二维层析图像<sup>[18]</sup>。图 4 为实验中所用的样品牙,牙冠具有一定的龋损。图 5 为实验中得到的 97 幅二维层析图像中的结构变化较为明显的四幅,图像大小为 455 pixel $\times$ 291 pixel,横向扫描间隔为 7.5 mm。算法在通用的 PC 机上实现,程序采用 VC++ 作为开发平台结合 OpenGL 函数库进行编程开发,所有数据及操作用 MFC 类进行封装,图形的三维空间定位及二维显示采用 OpenGL 技术。

## 5 结 论

本文利用 shear-warp 体绘制算法实现了离体牙齿 OCT 断层二维图序列的三维重建可视化,展现离体牙的三维结构与形态。从重建的结果可以观察到牙冠组织的完整结构,便于医生从多角度、多层次地进行观察和分析,对 OCT 技术在口腔临床上的应用具有积极意义。在此基础上,可以加入剖切、测量等交互功能,为医生的临床诊断提供更加丰富的诊断手段。

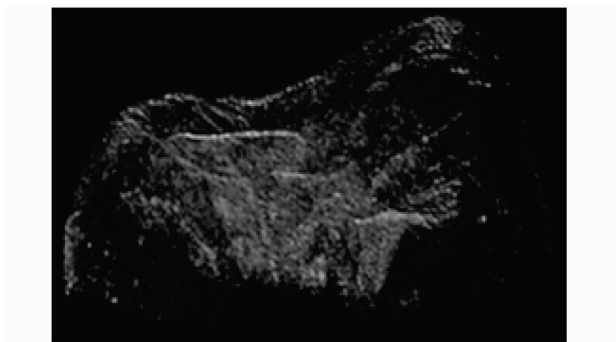


图 5 用 shear-warp 算法绘制的离体牙齿三维 OCT 图像  
Fig. 5 The three-dimension OCT images of the human tooth in vitro with shear-warp algorithm

### 参 考 文 献

- 1 Xiang Shou. Simple equivalent systems for grin lenses in inhomogeneous medium[J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2010, **8**(7): 647~652
- 2 J. H. Han, X. Liu, J. U. Kang *et al.*. High-resolution subsurface articular cartilage imaging based on Fourier-domain common-path optical coherence tomography [J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2010, **8**(2): 167~169
- 3 W. Gong, Y. M. Huang, S. S. Xie. Quantitative measurement of skin tissue response during laser irradiation in photorejuvenation[J]. *Chin. Opt. Lett.*, 2009, **7**(6): 512~514
- 4 B. W. Colston, L. B. DaSilva, M. J. Everett *et al.*. Dental OCT[J]. *Opt. Express*, 1998, **3**(6): 230~238
- 5 B. W. Colston, J. Matthew, M. J. Everett *et al.*. Imaging of hard-and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography [J]. *Appl. Opt.*, 1998, **37**(16): 3582~3585
- 6 A. Baumgartner, S. Dichtl, C. K. Hitzenberger *et al.*. Polarization-sensitive optical coherence tomography of dental structures[J]. *Caries Res*, 2000, **34**(1): 59~69
- 7 B. T. Amaechi, S. M. Higham, A. G. Podoleanu *et al.*. Use of optical coherence tomography for assessment of dental caries: quantitative procedure[J]. *J. Oral Rehabil.*, 2001, **28**(12): 1092~1093
- 8 L. L. Otis, M. J. Everett, U. S. Sathyam *et al.*. Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry [J]. *J. Am. Dent. Assoc.*, 2000, **131**(4): 511~514
- 9 A. Z. Freitas, D. M. Zezell. Imaging carious human dental tissue with optical coherence tomography[J]. *J. Appl. Phys.*, 2006, **99**(2): 024906~024906-6
- 10 M. Levoy. Display of surface from volume data [J]. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1988, **8**(3): 29~37
- 11 L. A. Westover. Footprint evaluation for volume rendering[J]. *ACM Siggraph Computer Graphics*, 1990, **24**(4): 367~376
- 12 P. Lacroute, M. Levoy. Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation [C]. Proceedings of the 21st annual conference on computer graphics and interactive techniques, 1994. 451~458
- 13 Yang Liu, Wang Tianfu, Lin JiangLi *et al.*. Fast volume rendering of echocardiogram with shear-warp algorithm[J]. *J. Biomed. Eng.*, 2004, **21**(2): 215~218  
杨 柳, 汪天富, 林江莉 等. 用 Shear-warp 算法实现超声心脏图像的快速体绘制[J]. *生物医学工程学杂志*, 2004, **21**(2): 215~218
- 14 Y. Liang, X. S. Yao, S. Lan *et al.*. Three-dimensional image of the human tooth based on optical coherence tomography [J]. *Progress in Electromagnetics Research C*, 2009, **8**: 13~25
- 15 K. H. Hohne, R. Bemstein. Shading 3D-images from CT using grey level gradients [J]. *IEEE Trans. on Medical Imaging MI-5*, 1986, **5**(1): 45~47
- 16 F. Daniel. Nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-infrared wavelengths[J]. *Appl. Optics*, 1995, **34**(7): 1278~1285
- 17 L. J. Rosenblum. Research issues in scientific visualization [J]. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1994, **14**(2): 61~85
- 18 Meng Zhuo, Yao Xiaotian, Liang Yan *et al.*. The demodulation of all-fiber optical coherence tomography dental diagnosis [J]. *Sys. Chin. J. Seneor. Actuat.*, 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