

# 基于正弦相位调制的光学相干层析成像技术研究

何国田<sup>1,2</sup> 廖昌荣<sup>1</sup> 蒋和伦<sup>3</sup> 龙兴明<sup>1</sup> 宋 莉<sup>4</sup>

(<sup>1</sup>重庆师范大学物理学与信息技术学院, 重庆 400047; <sup>2</sup>重庆大学光电工程学院, 重庆 400030  
<sup>3</sup>重庆工商大学计算机科学与信息工程学院, 重庆 400043; <sup>4</sup>重庆师范大学校医院, 重庆 400047)

**摘要** 光学相干层析成像(OCT)作为一种新型的成像技术,已广泛应用于临床检查,但成像速度和分辨率较低。为了提高系统的成像速度及分辨率,提出一种基于低速面阵 CCD 高速图像传感的正弦相位调制 OCT 检测技术。在迈克耳孙干涉仪参考镜的背面粘贴一个压电陶瓷(PZT),加一正弦相位信号控制 PZT 的振动,使参考镜沿光轴方向连续改变参考臂的光程,对样品进行深度扫描;推出了基于正弦相位调制的 OCT 干涉信号光强表达式,并对其成像技术进行了讨论;因 PZT 连续移相,面阵 CCD 同一像素可探测物体内部断层结构。因此,该技术利用面阵 CCD 能得到被测样品内部断层结构信息。该技术无需步进移动参考镜和横向机械扫描,具有成像速度快、灵敏度高、信噪比高、成本低廉等优点。

**关键词** 医用光学; 光学相干层析; 正弦相位调制; 断层结构信息; 扫描; 干涉测量术

**中图分类号** O436 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/AOS200929s1.0006

## Study on the Imaging Technology of Optical Coherence Tomography Based on the Sinusoidal Phase Modulation

He Guotian<sup>1,2</sup> Liao Changrong<sup>1</sup> Jiang Helun<sup>3</sup> Long Xingming<sup>2</sup> Song Li<sup>4</sup>

<sup>1</sup>College of Physics and Information Technology, Chongqing Normal University, Chongqing 400047, China

<sup>2</sup>College of Optoelectronic Engineering, Chongqing University, Chongqing 400030, China

<sup>3</sup>Computer Science and Information Engineering Institute, Chongqing Technology and Business University, Chongqing 400067, China

<sup>4</sup>Chongqing Normal University Hospital, Chongqing 400043, China

**Abstract** As a new imaging technique—optical coherence tomography (OCT) has been widely used in clinical examination. However, the imaging speed and resolution are low. In order to improve the imaging speed and resolution, the sinusoidal-phase modulation OCT detection technology with a high-speed image sensor based on low-speed area array CCD is proposed. A piezoelectric transducer (PZT) is attached on the backside of Michelson interferometer's reference mirror. A sinusoidal phase signal is used to control the movement of PZT, which makes reference mirror change its reference arm's optical path as sinusoidal mode along the optical axis direction, thus scans sample's depth. Light intensity expression of OCT interference signal is deduced, which is based on sinusoidal-phase modulation, and its imaging technology is discussed. One pixel on surface CCD can detect object's internal fault structure, because PZT shifts phase continuously. Thus, this technique can get the information of sample's internal fault structure using area array CCD. The technique does not need reference mirror with stepping movement and horizontal mechanical scan, it has lots of advantages, such as fast imaging speed, high sensitivity, high signal-to-noise ratio and low cost.

**Key words** medical optics; optical coherence tomography; sinusoidal-phase modulation; fault-structure information; scanning; interferometry

## 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)是 20 世纪 90 年代发展起来的一种新型光学成像技术。它通过测量生物

组织背散射光强度和相位获取内部的显微结构信息进行层析成像。图像分辨率 1~15  $\mu\text{m}$ ,比传统的超声成像高 1~2 个数量级<sup>[1]</sup>,能对生物组织进行非侵

**基金项目:** 中国博士后科学基金(20080340742)和重庆市项目(KJ080821)资助课题。

**作者简介:** 何国田(1965—),男,博士后,教授,主要研究方向为光电信息技术与仪器和磁流变体应用技术研究等方面的研究。

E-mail: slhgt@siom. ac. cn

入式检测。OCT 系统的体积和制造成本远小于磁共振成像(MRI)。早期利用 OCT 成像时,参考臂的延迟线使用的是一面反射镜,该镜子沿着参考臂方向机械地前后往返作步进移动,对光程长度进行扫描来采集数据,这样形成一幅图像是相当慢的。如果按 30 frame/s,每帧 100 线的速度进行成像,那么每秒需扫描 3000 条线。而实际上,现在 OCT 成像速率是 4~20 frame/s。这样的成像是实时的,却不是以视频速率进行成像。为达到或接近视频速率,提出了几种方法。其中一种是使用装有角反射镜的检流计,角反射镜放置在一杠杆臂上,它允许一个小角度旋转,该角度又可被转换成光程差延迟,在 100 Hz 的重复频率下,该系统的扫描速度约为 3 cm/s,但是这种设计会增加整个系统的费用。

为此,本文提出一种基于正弦相位调制的 OCT 检测技术,该技术利用正弦相位调制信号控制迈克耳孙干涉仪的参考镜,产生调制参考光。调制参考光和信号光(样品反射的光)相干涉,得到含有样品内部信息的干涉信号,利用超外差法推出干涉信号公式,并进行讨论,从而得到高速高分辨率的层析成像技术。

## 2 原 理

### 2.1 OCT 的基本原理

光学相干层析成像系统主要由宽光谱光源、迈克耳孙干涉仪和探测器组成<sup>[2]</sup>。其核心是一迈克耳孙干涉仪如图 1 所示。为达到对生物组织的高分辨率成像,干涉仪使用低相干宽带光源。宽光谱光源发出的低相干光被分束器分成两束,一束光作为参考光入射到参考镜表面,另外一束光作为探测光入射到被测样品内部。从参考镜表面反射回来的参考光与被测样品内部不同深度处反射回来的探测光发生干涉,产生的干涉信号被探测器探测,信号的强度反映样品的散射强度。只有来自样品某一特定深度的散射信号才能与参考光相干。通过沿入射光光轴方向步进改变参考臂的光程,对样品进行深度扫描

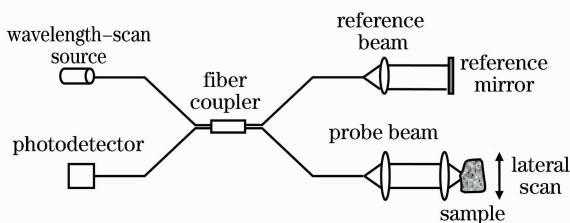


图 1 OCT 的工作原理

Fig. 1 Schematic diagram of the OCT

(Depth scan or axial scan)得到随深度变化的反射率信息,将反射率信息沿深度方向绘成曲线得到的图像,通常被称作 A-scan 图像,有时也被称作 A-line;再通过横向扫描样品,得到对应不同横向测量点的 A-scan 图像,合成一幅二维图像。该二维图像与深度方向平行,通常被称作 B-scan 图像,该图像反映了被测样品内部的断层结构信息,即层析图。OCT 层析图一般用探测到的反射率信号的灰度图显示,通常采用对数坐标,白色的区域对应反射率的最大值,黑色的区域对应反射率的最小值。为了显示出更加细微的反射率变化,也可以采用假彩色图像显示层析图,即将反射率信息映射为颜色信息,这可以将显示的动态范围从 8 bit 扩大到 24 bit。层析分辨率是直接由光源的相干长度决定的。更一般的推导表明,分辨率取决于光源的中心波长  $\lambda$  和频率谱宽度  $\Delta\lambda$ ,即空间分辨率为<sup>[3]</sup>

$$\Delta L = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (1)$$

干涉仪的样品臂由一个类似扫描共焦显微镜的结构组成,通过轴向移动参考臂的反射镜实现对生物组织的深度扫描。提高 OCT 系统的数据采集速度是消除图像运动伪迹的有效途径。其中扫描控制是决定其数据采集速度的关键因素(速度越快,图像帧频越大)。早期 OCT 系统主要利用两种方式实现参考镜扫描:一种方式是在微位移平台上放置平面镜,通过直流电机、压电陶瓷以及音圈等驱动方式,使反射镜轴向平移产生光程延迟;另一种方式是在检流计的杠杆臂上放置角反射镜,通过小角度旋转转换成光程延迟。根据干涉仪的基本原理<sup>[4]</sup>,只有当参考臂和信号臂的时延匹配时,才能在光电探测器表面形成反映组织光学性质的干涉信号。结合样品臂在样品表面的横向移动以及适当的信号处理,可以达到二维或三维高分辨率层析成像的目的。但以上两种传统方法都受机械惯性的限制,其扫描速率低于 50 m/s,扫描频率不超过 100 Hz。又由于 OCT 只有当参考光和信号光等光程时才会产生明显的干涉信号,因而 OCT 对光程较长的多次散射光有较强的抑制着用<sup>[5]</sup>。而普通光学显微镜则会因为散射过强使反衬度降为零,不能进行观察。实际上,在一般生物样品中,来自深层的信号光很弱,只有入射光强的  $10^{-10} \sim 10^{-13}$ ,即使同参考光发生了干涉,但所得的信噪比不高。此外,机械扫描平台普遍存在伸缩应变变量小、反映时间长、驱动结构复杂等缺点,导致 OCT 系统的探测灵敏度低,成像速度慢。

## 2.2 基于正弦相位调制的光学相干层析成像原理

为了提高系统的信噪比、探测灵敏度及成像速度,将正弦相位调制干涉术用于光学相干层析成像。对 OCT 系统进行了改进。如图 2 所示,在其参考镜背面加一压电陶瓷 (PZT)。PZT 上加一正弦电压,通过 PZT 带动干涉仪中的参考镜沿光轴向作正弦振动,在干涉项中引入一正弦调制项,并利用超外差法测量。

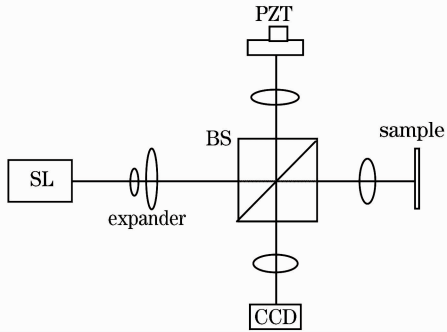


图 2 基于正弦相位调制的光学相干层析成像原理图

Fig. 2 Schematic diagram of the OCT based on the sinusoidal phase modulation

超外差法利用相位调制技术,使参考光产生一正弦调制项,再和信号光进行干涉。设光源的频谱分布为高斯型,其光振动为<sup>[6]</sup>

$$A(t, z) = A_0 \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{2\tau_\nu^2}\right] \exp\left[i\left(2\pi\nu t - \frac{2\pi\nu z}{c}\right)\right], \quad (2)$$

式中  $\nu$  为光频,  $\nu_0$  为光的中心频率,  $A_0$  为场中心频率的振幅,  $z$  表示光入射深度,  $\tau_\nu$  为光场振幅频谱分布的均方差。

光强的频谱分布为<sup>[6]</sup>

$$I = |A|^2 = A_0^2 \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{\tau_\nu^2}\right], \quad (3)$$

$\Delta\nu$  与  $\tau_\nu$  的关系为<sup>[6]</sup>

$$\Delta\nu = 2 \sqrt{\ln 2} \tau_\nu, \quad (4)$$

$\Delta\nu$  为频谱分布的宽度。

设迈克耳孙干涉仪出射端参考光和信号光分别用  $A_1$  和  $A_2$  表示,则

$$A_1 = A_{10} \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{2\tau_\nu^2}\right] \times \exp\left[i\left(2\pi\nu t + 2\pi\Delta\nu_1 t - \frac{2\pi\nu z_1}{c} - \frac{2\pi}{c}\Delta\nu_1 z_1\right)\right], \quad (5)$$

$$A_2 = A_{20} \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{2\tau_\nu^2}\right] \times \exp\left[i\left(2\pi\nu t - \frac{2\pi\nu z_2}{c}\right)\right], \quad (6)$$

(5) 式中  $\Delta\nu_1$  为参考臂相位调制产生的等效频率移动,  $A_{10}$  为参考中心频率的振幅,  $z_1$  为参考光经过的光程。(6) 式中  $A_{20}$  为信号光中心频率的振幅,  $z_2$  为信号光经过的光程。

两束光叠加时,总的光振动为

$$A = A_1 + A_2, \quad (7)$$

光强为

$$I = \int_{-\infty}^{+\infty} |A|^2 d\nu = I_1 + I_2 + \tilde{I}, \quad (8)$$

其中

$$I_1 = \int_{-\infty}^{+\infty} A_{10}^2 \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{\tau_\nu^2}\right] d\nu = A_{10}^2 \sqrt{\pi\tau_\nu}, \quad (9)$$

$$I_2 = \int_{-\infty}^{+\infty} A_{20}^2 \exp\left[-\frac{(\nu - \nu_0)^2}{\tau_\nu^2}\right] d\nu = A_{20}^2 \sqrt{\pi\tau_\nu}, \quad (10)$$

可得相干部分的光强为

$$\tilde{I} = 2 \sqrt{I_1 I_2} \cos\left[2\pi\Delta\nu_2 \left(t - \frac{z_1}{c}\right) - \frac{2\pi\nu_0}{c}(z_1 - z_2)\right] \times \exp\left[-\frac{\pi^2 \tau_\nu^2}{c^2}(z_1 - z_2)^2\right], \quad (11)$$

由(11)式可见,相干信号是频率为  $\Delta\nu_2$  的交流信号,它的强度包络曲线是光程差的一高斯函数。CCD 探测时,滤掉直流信号,探测到的就是干涉项的干涉信号。

1) 当  $z_1 \neq z_2$  时,光强很快减小,CCD 探测不到干涉图样<sup>[7]</sup>;

2) 当  $z_1 = z_2$  时,光强最大,此时的干涉信号才能被光电探测器 CCD 探测到。所以 OCT 的探测灵敏度在零光程差位置时最高<sup>[8]</sup>,并且随着探测深度的增加而衰减。此时的干涉信号表达式为

$$\tilde{I} = 2 \sqrt{I_1 I_2} \cos\left(2\pi\Delta\nu_2 t - \frac{2\pi\Delta\nu_2 z_1}{c}\right), \quad (12)$$

由(12)式可知,已知某时刻任意点的信号光强就可以求出相应的  $z_1$ ,将某一时刻任一轴向上各点的干涉信号光强代入(12)式既可得出组织各处的深度,进而可求出扫描深度。实现了一种高速的正弦相位调制的光学相干层析成像技术,其图像获取速度由 CCD 的帧频决定。本文所说的正弦相位调制的光学相干层析成像技术类似于正弦相位调制的复频域 OCT 成像技术。引用基于正弦相位调制的复频域 OCT 成像技术<sup>[9]</sup>中对未固定的人体皮肤样品进行层析成像的实验来进行探讨。该实验是利用 2D-CCD 连续采集 64 幅正弦相位调制的二维频域干涉条纹。每幅条纹图的大小为 100 pixel  $\times$  512 pixel,其中 100 pixel 对应着被测样品 100 个横向测量位置,512 pixel 对应着 24 nm 的

探测谱宽。图 3(a) 为传统频域 OCT 的成像结果, 可以看到由于零光程差的位置, 即参考镜的等光程面, 位于皮肤表层以下, 导致样品真实结构的图像与其复共轭镜像相互重叠而难以分辨。图 3(b)~图 3(e) 显示了由正弦相位调制复频域 OCT 重建的 B-scan 图像的时间序列(引用中国科学院上海光学精密机械研究所步鹏实验), 这些是从 64 幅重建的图像时间序列中抽取的 4 幅图像, 相邻两幅图像的时间间隔  $\Delta t$  等于 2D-CCD 的单帧读出时间。每幅图像的大小为  $300 \text{ nm}(x) \times 6.8 \text{ mm}(z)$ ,  $x$  轴对应的是样品的横向位置,  $z$  轴对应样品的深度方向(即轴向方向)。可以看到图 3(b)~图 3(e) 中的复共轭镜像、直流背景均被消除。从这些图像可以分辨出皮肤样品最外层的角质膜(stratum corneum), 下面依次是表皮(epidermis) 和真皮(dermis)。

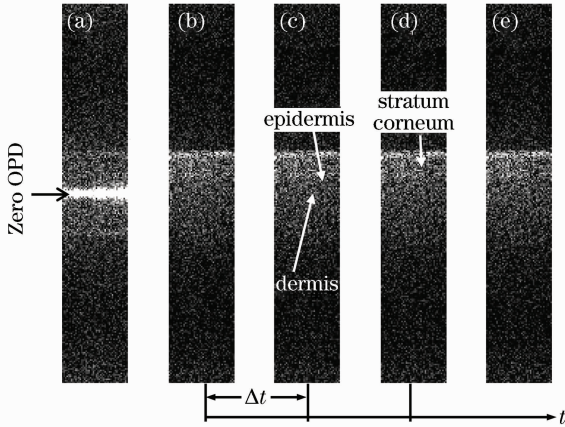


图 3 人体皮肤样品的 B-scan 图像。(a) 传统频域 OCT 的成像结果;(b)~(e) 基于正弦相位调制的复频域 OCT 的成像结果

Fig. 3 B-scan image of the human skin sample. (a) Imaging results of the conventional OCT; (b)~(e) imaging results of the complex frequency field OCT based on the sinusoidal phase modulation

由以上分析可知, 基于正弦相位调制的光学相干层析成像并结合超外差法测量原理带来以下几点优点:

#### 1) 成像速度快

传统时域 OCT 是点探测系统<sup>[9]</sup>, 为了获得组织的三维体结构信息, 必须进行一维深度和二维横向的机械扫描。通常, 为了获得高清晰度的组织三维图像, 需要在三维空间进行高密度的采样, 这大大增加了横向和纵向扫描时间, 导致图像动态模糊的产生。与传统时域 OCT 相比, 正弦相位调制干涉术不需要精确控制参考镜作步进移动式的机械式扫

描, 只需调制参考镜作正弦振动在干涉条纹中引入正弦相位调制, 调节正弦振动的频率与 CCD 的帧速同步即可。正弦相位调制的 OCT 技术消除了轴向方向的步进式机械扫描, 也无需横向机械扫描, 大大提高了成像速度(其图像获取速度由 CCD 的积分时间决定)。

#### 2) 探测灵敏度高

由前面分析可知, 正弦相位调制的 OCT 系统的零光程差位置灵敏度最大。由于消除了寄生像, 可以将被测物体感兴趣探测深度调节在零光程差位置以获得系统最佳的探测灵敏度。加之又结合外差法探测, 将对  $I_2$  的探测转化为对  $I_1 I_2$  的探测, 其光强幅度为

$$\tilde{T}_{\max} = 2 \sqrt{I_1 I_2}, \quad (13)$$

转换效率为

$$G = \tilde{T}_{\max} / I_2 = 2 \sqrt{I_1 / I_2}, \quad (14)$$

一般情况下  $I_1 \gg I_2$ , 因此超外差法探测有比普通方法高得多的灵敏度。

#### 3) 信噪比高

正弦相位调制干涉术引入 OCT, 利用压电陶瓷带动参考镜作正弦振动, 在干涉条纹中引入正弦相位调制项, 所测干涉信号是频率为调频差的正弦交流信号, 而背景光是直流信号, 不被调制, 被滤掉。因此正弦相位调制的 OCT 消除了复共轭镜像(complex conjugate image)、自相干噪声和位于零光程差(Zero OPD)的直流分量, 抗干扰能力强。而且又结合超外差探测方法能有效地放大待测信号, 从而可进一步提高信噪比。

#### 4) 系统简单, 成本低廉, 精度高

正弦相位调制的 OCT 系统不需要价格昂贵的调频器件如电光晶体或声光晶体, 只需轴向调制参考镜作正弦振动, 调节正弦振动的频率与 CCD 的帧速同步即可, 无需横向机械扫描, 相移简单, 测量精确, 从而降低了系统的复杂性和成本。

## 3 结 论

本文将正弦相位调制干涉术引入 OCT, 提出一种基于正弦相位调制的 OCT 新技术。利用压电陶瓷带动参考镜作正弦振动, 产生正弦相位调制干涉项, 通过探测正弦相位调制的干涉条纹消除了共轭镜像、直流背景和自相干噪声。该方法无须机械的移动参考镜, 抗环境干扰能力较好, 结构简单、成本低廉、灵敏度高、成像速度快, 在体成像领域有着很

好的应用前景。目前,由于受到现有 CCD 帧频的限制,在在体成像领域还面临着一些困难,为了满足在体成像的需要,必须进一步提高 CCD 相机的帧频。

### 参 考 文 献

- 1 Yang Shangming, Song Dongcao. The research on the imaging technology of medical OCT[J]. *J. Yantai University* (Natural Science and Engineering Edition), 2003, **16**(2): 104~108  
杨尚明,宋东草. 医用 OCT 成像研究[J]. 烟台大学学报(自然科学与工程版), 2003, **16**(2): 104~108
- 2 Jiang Yu, Yao Jianquan, Wang Ruikang *et al.*. The construction and research on optical coherence tomography [J]. *Optical Instrument*, 2003, **25**(2): 33~37  
姜 宇,姚建铨,王瑞康 等. 光学相干层析系统的建立与研究[J]. 光学仪器, 2003, **25**(2): 33~37
- 3 Jia Yaqing, Liang Yanmei, Wang Mingwei *et al.*. High resolution optical coherence tomography using femtosecond Ti: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> laser[J]. *J. Optoelectronics • Laser*, 2005, **16**(4): 409~412  
贾压青,梁艳梅,王明伟 等. 高分辨飞秒光学相干断层成像系统[J]. 光电子·激光, 2005, **16**(4): 409~412
- 4 Zheng Zhiren. *Optics* [M]. Haerbin: Publishing House of Haerbin Industry University, 2006. 28~75  
郑植仁. 光学[M]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学出版社, 2006. 28~75
- 5 Wu Kaijie Li Gang, Jin Xia *et al.*. The research progress of OCT system[J]. *Chinese J. Scientific Instrument*, 2003, **24**(4): 206~209  
吴开杰,李 刚,金 霞 等. OCT 系统化的研究进展[J]. 仪器仪表学报, 2003, **24**(4): 206~209
- 6 Xue Ping, Chen Zemin. The new technology of OCT[J]. *Physics and Engineering*, 2001, **11**(3): 39~43  
薛 平,陈泽民. 光学相干断层扫描成像新技术 OCT[J]. 物理学与工程, 2001, **11**(3): 39~43
- 7 Xue Ping, Qian Junwen, Liu Zhirong. The new technology of fault scanning——computer fault tomography using optical interference[J]. *Chinese J. Laser Medicine & Surgery*, 1999, **8**(2): 118~120  
薛 平,钱俊雯,刘志荣. 断层扫描成像新技术——光学相干计算机断层摄影术[J]. 中国激光医学杂志, 1999, **8**(2): 118~120
- 8 Chen Yi, Xue Ping, Yuan Tao *et al.*. Simulation of light scattering in optical coherence tomography [J]. *Acta Optica Sinica*, 1999, **9**(4): 486~490  
湛 一,薛 平,袁 涛 等. 激光相干层析成像的光散射模拟计算[J]. 光学学报, 1999, **9**(4): 486~490
- 9 Bu Peng. The Research of Optical Coherence Fault Tomography in Complex Frequency Domain [D]. Shanghai: Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, 2008  
步 鹏. 复频域光学相干层析成像技术的研究[D]. 上海: 中国科学院上海光机所, 2008