

文章编号: 0258-7025(2009)10-2493-05

# 基于波长编码的扫频光学相干内窥成像方法

王 玲<sup>1,2</sup> 丁志华<sup>2</sup> 吴 彤<sup>2</sup> 杨 勇<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>杭州电子科技大学生物医学工程与仪器研究所, 浙江 杭州 310018)  
(<sup>2</sup>浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 提出了一种基于波长编码的扫频光学相干层析(SS-OCT)内窥成像方法,详细分析了该方法的工作原理,从理论分析上证明了其可行性。从系统时间脉冲响应和传递函数推导出系统干涉信号的数学表达式;模拟了简单样品的干涉信号,并给出 Morlet 小波分析的解码结果;讨论了系统的一些关键性能参数,如横向成像点数、成像分辨率、成像范围、成像速度等,指出系统横向分辨率和纵向分辨率相互制约,提高扫频光源的扫频范围是优化系统分辨率的有效方法。

**关键词** 医用光学与生物技术;内窥成像;波长编码;扫频光学相干层析

**中图分类号** R318.51      **文献标识码** A      **doi:** 10.3788/CJL20093610.2493

## Swept-Source Optical Coherence Tomography for Endoscopic Imaging with Wavelength-Encoding Probe

Wang Ling<sup>1,2</sup> Ding Zhihua<sup>2</sup> Wu Tong<sup>2</sup> Yang Yong<sup>1</sup>

(<sup>1</sup>*Institute for Biomedical Engineering and Instrumentation, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou, Zhejiang 310018, China*  
<sup>2</sup>*State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China*)

**Abstract** A scheme for swept-source optical coherence tomography (SS-OCT) based on wavelength-encoded endoscopic imaging is presented and demonstrated in theory. The main principles involved in the imaging scheme are analyzed in detail. The mathematical analysis of the interference signal pattern in terms of ‘temporal impulse response’ and ‘spectral response’ is conducted. The simulated interferograms of simple samples and the decode results by Morlet wavelet are presented. The system key parameters such as transverse imaging resolvable points, imaging ranges, resolutions are detailed discussed. It is found that the transverse resolution and depth resolution are affected by each other, and an effective method to improve the system resolutions is to enlarge the swept range of the swept source.

**Key words** medical optics and biotechnology; endoscopic imaging; wavelength-encoding; swept-source optical coherence tomography

## 1 引 言

内窥光学相干层析成像(EOCT)是目前被广泛看好的一种内窥成像方法。EOCT 具有 OCT 技术的一切优点:能非侵入地对活体组织内部的断层结构和生理功能进行可视化观察,具备组织病理分析所需的纵向分辨率等<sup>[1,2]</sup>,但是要将 EOCT 技术应用于临床,仍然需要小尺寸灵活的内窥探头。

由于 OCT 样品臂需要一维或二维的横向扫描来获得组织的二维断层或三维图像,研制有限尺

下的高质量快速扫描内窥成像探头,是一大技术难点。通过光纤束和高数值孔径的共焦显微成像技术可能解决该问题<sup>[3]</sup>,但是由于通光孔径小、数值孔径高的物镜的使用,限制了物镜的焦距,从而导致探头的观察范围有限;另一方面由于光纤具有一定的直径,一根成像光纤束可能插入的光纤数目也有限,并且光纤包层可能引起图像像素的串扰,影响成像点数和成像质量<sup>[4]</sup>。近来提出采用宽带光源和衍射光栅对样品横向方向进行波长编码的微型内窥成像方

收稿日期: 2008-10-25; 收到修改稿日期: 2008-11-18

基金项目: 国家 863 计划(2006AA02Z4E0)、国家自然科学基金(60378041, 60478040, 30770685)、浙江省自然科学基金(Z603003)、教育部新世纪优秀人才支持计划和浙江省“新世纪 151 人才工程”资助课题。

作者简介: 王 玲(1980—),女,讲师,博士,主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: oxsp\_0@163.com

法<sup>[5]</sup>,该方法在内窥探头末端无需快速的光束扫描装置,即可获得一维的横向样品信息,给内窥探头的设计带来很大的便利。波长编码内窥探头和 OCT 技术结合,可以提供深度层析信息。D. Yelin 等<sup>[6~9]</sup>报道了基于时域外差探测和谱域光谱仪探测的三维波长编码成像系统的工作原理,并给出初步实验结果。L. Froehly 等<sup>[10,11]</sup>也报道了基于波长编码光谱干涉术的三维内窥成像方法。

本文提出一种基于波长编码的扫频 OCT 内窥成像方法。该方法利用扫描光源的高光谱分辨率和低色散光栅的低光谱分辨率同时产生样品的纵向( $z$ )横向( $x$ )二维断层截面图,并采用光电二极管点探测的方法提高探测速度和动态范围。相比基于时域 OCT 的探测方法,该探测方法能够显著提高成像灵敏度、成像速度和深度成像范围<sup>[12,13]</sup>。假定时域 OCT(TD-OCT)系统和谱域 OCT(SD-OCT)系统使用的光源相同,基于扫频 OCT 的波长编码成像系统照射在样品上的瞬时曝光量要小得多,有利于应用于有安全曝光剂量要求的生物样品成像。并且,扫频 OCT 系统采用点探测机制,相比谱域 OCT 的线阵探测,其动态范围更大,尤其是采用平衡探测方式可以极大地提高探测的动态范围。

## 2 系统的结构与原理

### 2.1 系统结构

基于波长编码的扫频 OCT 内窥成像系统的结构原理图如图 1 所示。系统中所用的光源为瞬时线宽很窄的扫频光源,扫频光源准直后入射到分束器 BS 上,经分束器分光后分别进入参考臂和包含波长编码内窥探头的样品臂。波长编码内窥探头由低色散元件光栅和消色差透镜 L1 组成,光栅位于透镜 L1 的前焦面上,样品 S 位于透镜后焦面成像。由于这里的主要目的是介绍基于波长编码的扫频 OCT 内窥成像的工作原理,所以样品臂采用自由空间的形式,实际的内窥探头可采用单模光纤接入的模式,BS 分光到样品臂后将光耦合到单模光纤内,然后经准直镜准直入射到低色散元件光栅,准直镜、光栅、消色差透镜 L1 集合在一个微型导管内,组装成一个微型内窥探头。将样品臂消色差透镜 L1 的前焦面设定为样品臂的参考光程面(reference plane),假定从 BS 分光到样品臂的参考光程面再返回到 BS 的光程为  $2l_1$ ,参考臂从 BS 分光后经透镜 L2,反射镜返回到 BS 的参考光程为  $2l_0$ 。参考臂的透镜 L2 和样品臂的透镜 L1 一样,用来减小两臂的色散。从参考臂和样品臂返回的光重新在分束器 BS 处汇

合,当两臂光程匹配时发生干涉,随着扫频光源发出瞬时光谱的不同,干涉信号随之发生变化,用高速点探测器记录每个扫频周期的干涉信号,干涉信号经前置运放器输入到数据采集卡,并由计算机进行后续解码处理和图像重建。从下面的数学分析可知,必须分析干涉信号的局部光谱特征来提取图像信息,所以可以采用短时傅里叶变换(STFT)或小波分析的方法来处理干涉信号重建图像。从干涉信号提取横向( $x$ )和纵向( $z$ )信息的过程如图 1(b)所示。

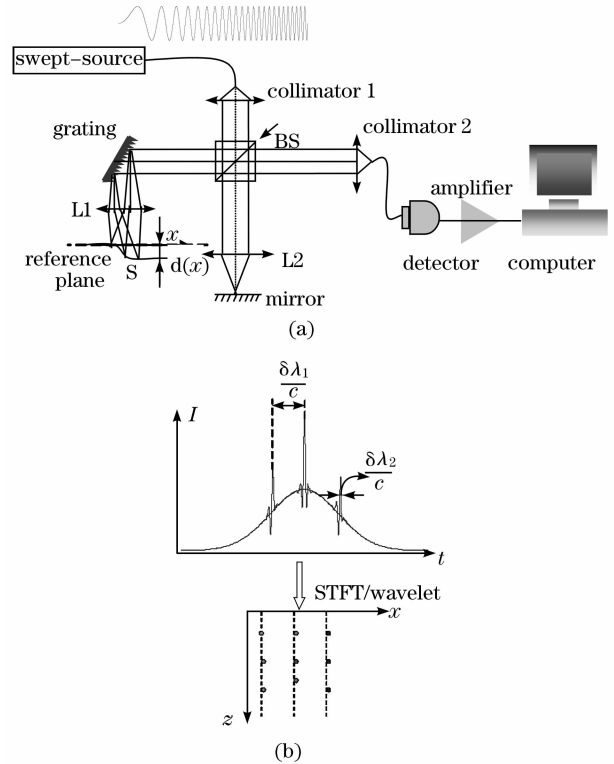


图 1 基于波长编码的扫频 OCT 内窥成像系统。(a)原理图; (b)从干涉信号提取横向( $x$ )和纵向( $z$ )信息的过程

Fig. 1 (a) Schematic of the wavelength encoded imaging system using SS-OCT; (b) extraction of both transverse and depth information from the interference signal

### 2.2 基本工作原理

#### 2.2.1 从空间到波长的编码

从空间到波长编码的思想基于光栅衍射光相对波长的角度选择性。根据光栅方程: $g(\sin i + \sin i') = m\lambda$ ,其中  $g$  为光栅栅距, $i$  为平行光入射到光栅的入射角, $i'$  为经光栅后的衍射角, $m$  为衍射级次, $\lambda$  为波长。假定宽带光源所有色光经分束器 BS 后入射到光栅的入射角  $i$  相同,则衍射角  $i'$  和波长  $\lambda$  就存在一一对应的确定关系。经物镜 L1,衍射角  $i'$  不同的色光聚焦到样品的不同位置。若入射角  $i = 0$ ,并且光栅衍射级次  $m = 1$ ,则衍射角满足  $\sin i' = \lambda/g$ 。

对于衍射角较小的情况,  $\sin i' \approx \tan i' = x/f$ 。因而, 可以推导出从空间到波长的对应关系

$$x/f \approx \lambda/g, \quad (1)$$

式中  $f$  为物镜焦距,  $x$  代表了样品的横向局部位置信息。所以, 基于波长编码的内窥探头无需机械扫描, 即可将样品的横向局部信息变换到波长  $\lambda$  空间, 实现了从空间到波长的编码过程。

### 2.2.2 扫频 OCT 实现纵向层析功能

扫频 OCT 通过扫频光源和点探测器探测与波长相关的干涉信号。扫频光源的波长随着时间的变化而变化。给定时刻对应着瞬时波长  $\lambda(t)$ , 则从波长编码样品臂相应位置的后向散射光和参考镜返回的参考光之间的相位差为

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi}{\lambda(t)} \cdot [2l_1 + 2d(i') - 2l_0], \quad (2)$$

式中  $d(i')$  为样品臂参考光程平面与待测深度位置的光程差, 反映了样品深度方向的局部信息。对于给定的深度坐标  $d(i')$ , 相位差  $\Delta\varphi$  是关于波长的函数。当  $\lambda(t) = \frac{1}{k} \cdot [2l_1 + 2d(i') - 2l_0]$ , 并且  $k$  为整数时, 探测器探测的干涉信号强度达到最大。如果扫频光源的瞬时线宽  $\delta\lambda_2$  足够小, 即当扫频光源的光谱分辨率远高于波长编码光栅的光谱分辨率时, 通过窗口傅里叶变换或小波分析解调相位差的局部调制频率, 即可获得样品的深度信息  $d(i')$ , 如图1(b)所示。

## 3 数学分析

由文献[10, 11]可知, 基于波长编码的扫频 OCT 内窥成像是线性系统。由于线性系统的线性时不变性, 时间域系统总的脉冲响应可写为各部分脉冲响应的卷积。先不考虑参考臂的光能损失, 则参考臂经 BS 后再返回到 BS 的时间脉冲响应函数为

$$h_0(t) = \delta\left(t - \frac{2l_0}{c}\right), \quad (3)$$

式中  $\delta$  为狄拉克(Dirac)函数,  $c$  为光在真空中的速度。

样品臂的脉冲响应函数为

$$h_1(t, i') = \left\{ \text{rect}\left[\frac{t}{T(i')}\right] \text{comb}\left[\frac{ct}{\lambda(i')}\right] \right\} \otimes \left\{ r(i') \cdot \delta\left[t - \frac{2l_1 + 2d(i')}{c}\right] \right\}, \quad (4)$$

式中  $T(i')$  为光栅的时间脉宽,

$$T(i') = \frac{d(\sin i + \sin i')}{c} = \frac{d}{g} \cdot \frac{\lambda(i')}{c},$$

$d$  为入射到光栅上的光斑直径,  $r(i')$  为样品局部反射率。必须指出光栅衍射角  $i'$  与样品的横向坐标  $x$  存在一一对应关系。这里只是考虑干涉信号的形式, 所以可以忽略常数因子。

考虑参考臂、样品臂返回的光在 BS 处重新汇合并发生干涉, 整个成像系统的时间脉冲响应函数  $h(t, i')$  还包括干涉仪的时间响应函数, 因而  $h(t, i')$  可表示为

$$h(t, i') = h_1(t, i') + Fh_0(t), \quad (5)$$

其中  $F$  为参考臂的相对光耦合效率。

对公式(5)进行傅里叶变换, 可以得到系统的频率响应函数为

$$H(\nu, i') = \{\sin c^2[\nu T(i')] \otimes \text{comb}[\nu \cdot \lambda(i')/c]\} \times [r(i') \cdot \exp(-j2\pi\nu\tau) + F\exp(-j2\pi\nu\tau')], \quad (6)$$

$$\text{式中 } \tau = \frac{2l_1 + d(i')}{c}, \tau' = 2l_0/c.$$

假定系统所用的宽带扫频光源的光功率谱密度为  $|H_0(\nu)|^2$ , 并且系统探测的是光电流信号, 则整个系统的频率响应可表示为

$$|H(\nu, i')|^2 = |H_0(\nu)|^2 I(\nu) \times \{1 + V(\nu) \cos\{4\pi\nu[2d(i')/c]\}\}. \quad (7)$$

假定参考臂、样品臂的光程相等, 即  $l_0 = l_1$ , 只考虑样品表面以下的深度信息, 并且

$$I(\nu) = [r(i')]^2 \{\sin c\{T(i') \times [\nu - \nu_0(i')]\}\}^4 + F^2, \quad (8)$$

$$V(\nu) = 2Fr(i') \{\sin c\{2T(i') \times [\nu - \nu_0(i')]\}\}^2 / I(\nu), \quad (9)$$

其中  $\nu_0(i')$  为经波长编码光栅衍射后衍射角为  $i'$  的色光的光频, 也就是聚焦在样品上与  $x = f \tan i'$  对应的横向位置点的色光的光频。仅考虑一个横向位置点(即一个纵向扫描)的照明情况, 可得  $|H(\nu, i')|^2$  随光源瞬时频率  $\nu$  的变化如图 2 所示。

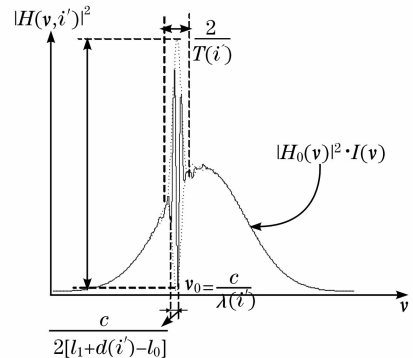


图 2 单横向位置点照明的情况下  $|H(\nu, i')|^2$  的形状

Fig. 2 Shape of  $|H(\nu, i')|^2$  in the case of a single point illumination

经过扫频光源的一个扫频周期后,探测器的干涉信号功率谱 $|H(\nu)|^2$ 是所有样品横向点后向散射光的叠加,即

$$|H(\nu)|^2 = \int_{(\Delta i')} |H(\nu, i')|^2 di'. \quad (10)$$

为了得到样品的纵向和横向信息,可以用小波分析来处理干涉信号。实际上,纵向信息包含在干涉信号的局部调制频率 $\frac{c}{2d(i')}$ 中。STFT 也可用来提取干涉信号的局部调制频率从而获得样品的纵向信息,但我们选用 Morlet 小波作为母小波来分析干涉信号的局部频率信息,因为 Morlet 小波的时频局部性能比较好,并且与干涉信号的函数形式比较接近,干涉信号的连续小波变换表示为

$$W_h(x, d) = \int |H(\nu)|^2 \Psi \left[ \frac{\nu - a(d)}{\alpha(x)} \right] d\nu, \quad (11)$$

式中  $\Psi \left[ \frac{\nu - a(d)}{\alpha(x)} \right] = \sqrt{2\pi} \exp \left\{ - \left[ \frac{\nu - a(d)}{\alpha(x)} \right]^2 \right\}$ ,  $a(d)$ 与深度信息  $d(i')$ 相关,  $\alpha(x)$ 与横向信息  $\lambda(i')$ 相关。该小波变换反映了干涉信号与小波序列函数  $\Psi \left[ \frac{\nu - a(d)}{\alpha(x)} \right]$ 的相似程度。当干涉信号的局部频率与相应尺度的小波函数振荡频率相同或接近时,其小波系数达到最大,也就是小波变换的幅值相应较大。

### 4 简单样品的模拟分析

对简单的样品进行了模拟分析,模拟时的相关参数设定如下:扫频光源的扫频范围从 750 nm 变化到 850 nm,入射到波长编码内窥探头光栅上的光斑直径为 0.5 mm,所用光栅栅距  $g = 1 \text{ mm}/300$ 。为简单起见,仅模拟了 10 个横向位置点的干涉信号,首先对一个平板样品进行模拟计算,样品遵循如下关系: $d(i') = d(\lambda) = 0.7 \text{ mm} (750 \leq \lambda \leq 850)$ 。根据公式(7)至(10)模拟的系统干涉信号如图 3(a)所示。依据公式(11),干涉信号经过连续小波变换后的结果如图 3(b)所示。图中横坐标代表光频,也即样品的横向位置信息,小波变换的纵坐标代表小波变换的尺度函数,此处反映了样品的纵向位置信息。

假定样品离参考光程面的距离  $d(i')$ 遵循如下的变化规律,即

$$d(i') = d(\lambda) = \begin{cases} 0.6 & 750 \leq \lambda \leq 780 \\ 3.0 \times 10^{-3} \lambda - 1.64 & 780 < \lambda \leq 850 \end{cases}, \quad (12)$$

其中  $d(\lambda)$ 的单位为 mm,  $\lambda$ 的单位为 nm。因此

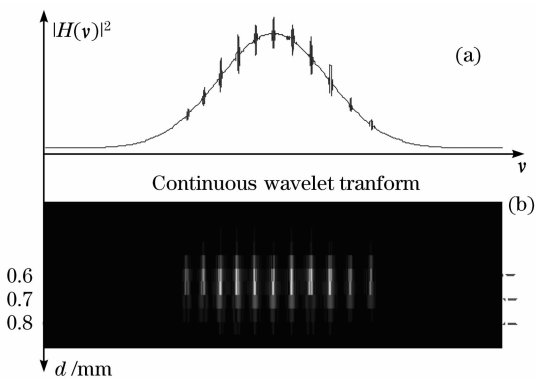


图 3 平滑散射样品的模拟干涉信号(a)及其小波变换结果(b),样品离参考光程面的距离保持 0.7 mm 不变

Fig. 3 Simulation results in the case of a ‘flat’ scattering sample at a constant distance of about 0.7 mm.

The upper graph (a) is the spectrum and the down graph (b) is the wavelet transform of it

$d(\lambda)$ 开始保持 0.60 mm 不变,而后在 0.60 mm 到 0.81 mm 间线性变化。则该样品根据公式(7)至(10)模拟得到的系统干涉信号如图 4(a)所示,干涉信号经过连续小波变换后的结果如图 4(b)所示。图中横坐标代表光频,也即样品的横向位置信息,小波变换的纵坐标代表小波变换的尺度函数,此处反映了样品的纵向位置信息。从图 4(b)可以看出样品在低频段有一段起伏,而后趋于平滑,干涉信号经小波分析处理后与样品的理论模型非常接近。

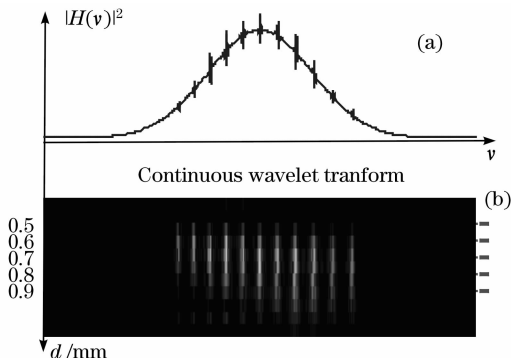


图 4 非平滑样品的模拟干涉信号(a)及其小波变换结果(b)

Fig. 4 Simulation results in the case of a non-flat scattering sample. The upper graph (a) is the spectrum and the down graph (b) is the wavelet transform of it

## 5 系统性能参数讨论

### 5.1 成像点数和成像范围

假定光栅衍射级次  $m = 1$ ,系统总的横向成像点

数可表示为

$$N = \frac{\Delta\lambda}{\delta\lambda_1} = \frac{\Delta\lambda d}{\lambda_0 g \cos i}, \quad (13)$$

其中  $\Delta\lambda$  为扫频光源的扫频范围,  $\lambda_0$  为扫频光源的中心波长,  $\delta\lambda_1$  为波长编码光栅的光谱分辨率。

系统的横向成像范围与扫频光源的扫频范围密切相关。实际上, 样品的横向位置信息被波长编码, 因而, 系统的横向成像范围与波长编码光栅、样品聚焦物镜的参数直接相关。系统的横向成像范围可表示为

$$\Delta x \approx f \cdot \Delta i' = f \cdot \frac{\lambda_2 - \lambda_1}{g \cos i'}, \quad (14)$$

其中  $\lambda_i$  为扫频光源瞬时最大、最小波长,  $i'$  为波长编码探头的平均衍射角, 可以看作扫频光源中心波长的衍射角。设定聚焦物镜的焦距为  $f=100$  mm, 则模拟分析的横向成像范围约为 3.1 mm。

## 5.2 分辨率

系统的横向分辨率可以从系统的横向成像范围  $\Delta x$  和成像点数  $N$  推导出来, 因而系统的横向分辨率可表示为

$$\delta x = \frac{\Delta x}{N} = \frac{f \cdot \lambda_0}{d}. \quad (15)$$

根据模拟分析以及公式(15)可知系统的横向分辨率约为 0.2 mm。

系统的纵向分辨率由分布在每个横向相关点的带宽  $\delta\lambda \cong \frac{\Delta\lambda}{N}$  决定, 可表示为

$$\delta z = 0.44 \cdot \frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \cong 0.44 \cdot \frac{\lambda_0^2 N}{\Delta\lambda}. \quad (16)$$

理论上系统的纵向分辨率可以达到 40  $\mu\text{m}$ , 与模拟分析的结果略有出入, 这与解码的方式有关。

从以上的分析可以看出, 系统的横向分辨率、横向成像点数、纵向分辨率相互关联, 三者的关系可以通过不确定性原则建立

$$\begin{aligned} \delta x \cdot \delta z &\cong 0.44 \cdot \frac{f \cdot \lambda_0^2}{g}, \\ \delta z \cdot \Delta\sigma &= N, \end{aligned} \quad (17)$$

其中  $\Delta\sigma$  为扫频光源的光谱带宽,  $\Delta\sigma = \frac{1}{\lambda_2} - \frac{1}{\lambda_1}$ 。

## 5.3 成像速度

从系统工作原理可知, 获得一幅  $z-x$  的二维断层图像的时间等于扫频光源的扫描周期, 如果干涉信号解码和重建二维图像的速度足够快, 获得一幅

二维断层图像的速率可以高达几十千赫兹, 这对于疾病的快速普查非常有利。

## 6 结 论

提出一种基于波长编码的扫频 OCT 新型内窥成像方法, 详细分析了基于波长编码的扫频 OCT 内窥成像系统的工作原理, 从理论分析上证明了该方法的可行性。理论上系统的横向分辨率和纵向分辨率都可以在 0.2 mm 左右, 能够满足现在气管、支气管等疾病的内窥成像要求, 实际设计时可以根据系统的分辨率需求, 选择合适的波长编码光栅参数以及扫频光源的参数, 改变系统成像点数及成像分辨率。下一步的工作是: 优化信号解码算法, 提高纵向分辨率; 优化波长编码内窥探头的参数设计, 搭建系统实验平台, 开展实验验证理论。

## 参 考 文 献

- 1 G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma *et al.*. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography[J]. *Science*, 1997, **276**: 2037~2039
- 2 J. G. Fujimoto, C. Pitris, S. A. Boppart *et al.*. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy[J]. *Neoplasia*, 2000, **2**(1): 9~25
- 3 Y. S. Sabharwal, A. R. Rouse, L. Donaldson *et al.*. Slit-scanning confocal microendoscope for high-resolution *in vivo* imaging[J]. *Appl. Opt.*, 1999, **38**: 7133~7144
- 4 T. Matsunaga, Y. Kawakami, K. Namba *et al.*. Intraductal biopsy for diagnosis and treatment of intraductal lesions of the breast[J]. *Cancer*, 2004, **101**: 2164~2169
- 5 G. J. Tearney, M. Shishkov, B. E. Bouma. Spectrally encoded miniature endoscopy[J]. *Opt. Lett.*, 2002, **27**: 412~414
- 6 D. Yelin, S. H. Yun, B. E. Bouma *et al.*. Three-dimensional imaging using spectral encoding heterodyne interferometry[J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**: 1794~1796
- 7 J. T. Motz, D. Yelin, B. J. Vakoc *et al.*. Spectral- and frequency-encoded fluorescence imaging[J]. *Opt. Lett.*, 2005, **30**: 2760~2762
- 8 Dvir Yelin, W. Matthew White, Jason. T. Motz *et al.*. Three-dimensional miniature endoscopy[J]. *Nature*, 2006, **443**: 765~765
- 9 Dvir Yelin, W. Matthew White, Jason. T. Motz *et al.*. Spectral-domain spectrally-encoded endoscopy [J]. *Opt. Express*, 2007, **15**: 2432~2444
- 10 L. Froehly, S. N. Martin, T. Lasser *et al.*. Multiplexed 3D imaging using wavelength encoded spectral interferometry: a proof of principle[J]. *Opt. Commun.*, 2003, **222**: 127~136
- 11 L. Froehly, A. Bachmann, T. Lasser *et al.*. Wavelength multiplexed spectral interferometry for endoscopic topographic imaging[C]. *SPIE*, 2005, **5864**: 586406
- 12 M. A. Choma, M. V. Sarunic, C. Yang *et al.*. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2003, **11**: 2183~2189
- 13 R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [J]. *Opt. Express*, 2003, **11**: 889~894