

# 非对称光纤悬臂探头的驱动优化研究

黄良敏 丁志华 吴彤

(浙江大学现代光学仪器国家重点实验室, 浙江 杭州 310027)

**摘要** 研制了一种适用于内窥光学相干层析成像的单驱动非对称光纤悬臂扫描探头, 可以利用单一驱动信号来激发非对称光纤悬臂的光纤末端沿李萨茹图形进行二维扫描。但是, 正弦驱动信号激发的李萨茹轨迹在均匀性、覆盖率和图案帧频之间的权衡方面存在一定限制, 不利于扫描成像的优化。基于非对称光纤悬臂固有的响应特性, 提出了振幅调制正弦驱动信号来进行二维扫描轨迹图案的优化, 并模拟研究了不同驱动信号下的扫描轨迹, 对比评价了各种驱动信号下扫描图案的均匀性和覆盖率, 同时进行了对比实验, 验证了该方案的可行性。

**关键词** 医用光学; 光学相干层析成像; 内窥探头; 扫描图案

**中图分类号** R318.51 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201138.0409002

## Optimization on Scanning Pattern Realized by Asymmetry Fiber Cantilever Driven by Single Piezo Bender Actuator

Huang Liangmin Ding Zhihua Wu Tong

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)

**Abstract** A probe capable of two dimensional scanning for endoscopic optical coherence tomography based on the asymmetry fiber cantilever driven by single piezo bender actuator is developed. However, Lissajous pattern realized by driving signal of sine form is hard to balance between uniformity, coverage and frame frequency, which hinders the optimization of scanning pattern. Based on response characteristic of the asymmetry fiber cantilever, the paper presents an amplitude modulated sine function as the driving signal for optimization of the scanning pattern. Simulations on scanning patterns under the same frame rate based on different driving signals are conducted, and evaluations in terms of uniformity and coverage are given. The comparative experiment is conducted too, and the results demonstrate the feasibility of this method.

**Key words** medical optics; optical coherence tomography; endoscopic probe; scanning pattern

**OCIS codes** 110.4500; 170.4500; 120.3890

## 1 引 言

光学相干层析成像(OCT)作为一种无损伤高分辨实时成像技术, 目前得到了迅速的发展<sup>[1,2]</sup>, 并在眼科、皮肤科等方面得到了广泛的应用<sup>[3~5]</sup>。OCT具有高空间分辨率<sup>[6]</sup>, 但其成像深度受组织吸收和散射的影响只能达到 2 mm 左右。为此, 需要将 OCT 与内窥技术有机结合, 以缓解成像深度的制约<sup>[7]</sup>。高速扫描的微型探头是内窥 OCT 技术的关键。利用微电机系统(MEMS)<sup>[8~10]</sup>是实现扫描成像的重要潜在关键, 但需要较高的制造工艺。基

于光纤谐振特性和压电陶瓷驱动, 可以实现光纤末端的振频扫描, 也是实现内窥 OCT 成像的有效手段<sup>[11,12]</sup>。本课题组最近报道了一种单驱动非对称悬臂光纤扫描探头<sup>[13]</sup>, 该探头利用单一驱动信号来实现二维扫描。但是, 这种探头的扫描图案为李萨茹图形, 在均匀性、覆盖率和图案帧频的权衡方面存在一定的限制, 因而影响成像质量的进一步提高。因此, 需要开展扫描轨迹的优化研究。

事实上, Jureller 等<sup>[14]</sup>针对多光子荧光成像, 已经开展了扫描优化方面的相关工作。他们发现随机

收稿日期: 2010-12-20; 收到修改稿日期: 2010-12-24

基金项目: 国家自然科学基金(60978037, 60878057)资助课题。

作者简介: 黄良敏(1986—), 男, 硕士研究生, 主要从事生物医学光学方面的研究。E-mail: sord.hlm@gmail.com

导师简介: 丁志华(1967—), 男, 博士, 研究员, 博士生导师, 主要从事光电成像、生物医学光学、光学相干层析成像及光学高精检测等方面的研究。E-mail: zh\_ding@zju.edu.cn(通信联系人, 中国光学学会会员号: 040090225)

驱动信号相比于光栅驱动信号来说,其扫描轨迹具有更好的均匀性和更快的扫描速度。而对于非对称光纤悬臂扫描探头扫描方式来说,由于需要考虑到非对称光纤悬臂的谐振工作特性,随机驱动信号下的扫描图案将不再均匀,但一定也存在某种驱动信号形式,可以优化相应的扫描轨迹。本文基于驱动信号开展了针对非对称光纤悬臂的扫描图案的优化研究。

## 2 非对称光纤悬臂扫描探头原理

图 1(b)为光纤悬臂扫描探头的结构示意图。

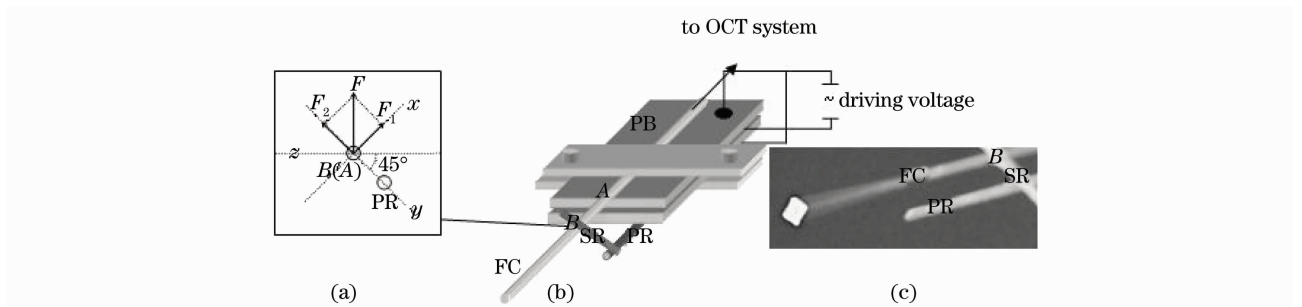


图 1 非对称光纤悬臂扫描探头示意图。(a)悬臂受力分析,(b)探头结构,(c)抖动中的光纤

Fig. 1 Schematic of 2D scanning asymmetry fiber cantilever. (a) driving force analysis on cantilever, (b) structure of the probe, (c) vibrating fiber cantilever

鉴于非对称光纤悬臂扫描探头的谐振工作特征,在确定驱动信号与扫描位移信号之间关系时,需要引入非对称光纤悬臂的频率响应特性。不妨假定非对称光纤悬臂的频率响应函数为  $Q_i(f)$ ,则对应于驱动信号  $V_i(t)$  下的光纤末端位移  $D_i(t)$  可表示为

$$D_i(t) = \mathcal{F}^{-1}\{\mathcal{F}[V_i(t)] \times Q_i(f)\}, \quad (i = x, y) \quad (1)$$

式中  $\mathcal{F}$  为傅里叶变换,  $\mathcal{F}^{-1}$  为逆傅里叶变换,  $x, y$  分别为两个正交谐振方向,  $Q_i(f)$  可以通过在压电双晶体上加加载各种频率的正弦驱动信号,记录光纤悬臂扫描探头在  $x, y$  方向上振动的幅值,然后对记录的数据曲线拟合得到。

## 3 扫描图案的评价方法

扫描图像信息由时序采样信号构成,假定时序采样频率为  $f_s$ ,整幅图像对应的总采样数为  $n$ ,则扫描图案的帧频为  $f_i = f_s/n$ 。受衍射极限的影响,扫描轨迹图案上的采样点为一定大小的光斑,光斑的尺寸与 OCT 系统横向分辨率对应,不妨假定为  $10 \mu\text{m}$ 。通过计算扫描区域上被光斑覆盖的面积可以得到覆盖率为

其中 PB 为压电双晶片,PR 为凸出杆,SR 为固定杆,FC 为光纤悬臂。固定杆 SR 以与  $z$  平面(双晶片平面)成  $45^\circ$  的方向将光纤悬臂与凸出杆 PR 固定在 B 点,A 点为光纤悬臂与压电双晶片交接处。由于 A, B 两点对应的光纤悬臂长度和受力角度的不同导致了光纤悬臂扫描探头拥有两个正交振动方向 ( $x, y$ ) 上不同的谐振频率 ( $f_x, f_y$ ),当输入包含这两个频率正弦信号的驱动信号驱动压电双晶片时,  $f_x$  频率的正弦信号所对应的驱动力  $F_1$  以及  $f_y$  对应的驱动力  $F_2$  会激发非对称光纤悬臂末端沿李萨茹图形方式进行二维扫描。

$$R_c = \frac{S_{\text{cover}}}{S_{\text{total}}} \times 100\%, \quad (2)$$

式中  $S_{\text{cover}}$  为被光斑覆盖的面积,  $S_{\text{total}}$  为整个扫描区域面积。

将扫描区域按一定分辨元的大小分割成  $N \times N$  个像素点,对每一个像素点  $(i, j)$  统计落在上面的采样点的个数,定义为采样次数  $M(i, j)$ ,于是得到一个二维矩阵  $\mathbf{A}$  为

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} M(1,1) & \cdots & M(1,N) \\ \vdots & & \vdots \\ M(N,1) & \cdots & M(N,N) \end{bmatrix}. \quad (3)$$

引入标准差  $D_s$  来定量描述扫描图案的均匀性

$$D_s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1, j=1}^{i=N, j=N} [M(i, j) - \bar{M}]^2}{N \times N - 1}}, \quad (4)$$

式中  $\bar{M}$  为  $M$  的平均值可表示为

$$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1, j=1}^{i=N, j=N} M(i, j)}{N \times N} = \frac{n}{N \times N}. \quad (5)$$

重复率的计算可以通过统计多次采样的像素点所占的比例得到,由于模拟过程中,定义的采样次数远大于像素点个数,所以重复率是通过计算采样次数大于平均采样次数的像素点所占的比例得到的,即

$$R_i = \frac{N_{M>M}}{N \times N} \times 100\%, \quad (6)$$

为方便观察,对矩阵  $\mathbf{A}$  中各个像素点的采样次数进行三维绘图,得到采样次数分布图,从中可以直观地观察每个像素点上的采样情况。对矩阵  $\mathbf{A}$  统计不同采样次数的像素点个数,绘制成采样次数条形图,横轴为不同的采样次数,纵轴是对应于不同采样次数的像素点个数。 $D_s$  越小,则条形图上采样次数的分布越窄,分布越均匀,理想的采样次数条形图应为一个狄拉克函数<sup>[14]</sup>。

同时也提取了采样次数在一维轴向的分布,对应于分辨元的大小,将  $x$  轴分成  $N$  个区间,统计落

在每个区间内的采样次数,可以得到轴向采样次数直方图,横轴为区间的位置,便于比较,纵轴转换为该区间的采样次数与平均采样次数的比值。

#### 4 扫描图案数字模拟

在数字模拟中,分别对正弦驱动信号和振幅调制正弦驱动信号进行了对比实验,同时为了辨别信号的好坏,在模拟过程中引入了忽略频率响应的均匀白噪声作为理想情况,而光栅型扫描方式<sup>[15]</sup>则作为现今较常使用的扫描方式进行对比。

通过对记录的数据拟合得到(1)式中的  $Q_x(f)$  为

$$\begin{cases} Q_x(f) = 0.3986 \times \exp\left[-\left(\frac{f-383}{6.498}\right)^2\right] + 0.3884 \times \exp\left[-\left(\frac{f-386.7}{26.51}\right)^2\right] \\ Q_y(f) = 0.6031 \times \exp\left[-\left(\frac{f-235.4}{4.072}\right)^2\right] + 0.399 \times \exp\left[-\left(\frac{f-234}{14.96}\right)^2\right] \end{cases} \quad (7)$$

输入不同的  $V_i(t)$ , 将其与(7)式一起代入(1)式可以得到探头末端的位移信号  $D_i(t)$ 。数字模拟中各种信号的驱动信号为

$$\begin{cases} V_{1i}(t) = b \times \text{rand}(t, f_s) \\ V_{2i}(t) = a \times \sin(2\pi f_i t) \\ V_{3i}(t) = M_i(t) \times \sin(2\pi f_i t) \\ V_{4i}(t) = c \times \text{triangle}(t, T_i, f_s) \end{cases}, (i = x, y) \quad (8)$$

式中  $V_1, V_2, V_3, V_4$  分别为均匀白噪声、正弦信号、振幅调制正弦信号和光栅型扫描驱动信号,其中光栅型扫描利用振镜进行扫描无需考虑频率响应特性。 $a, b, c$  分别为各自信号的幅值,可根据扫描区域面积选定, $f_s$  为采样频率, $T_i$  为三角波的周期,可根据扫描图案帧频设定。振幅调制正弦驱动信号的调制函数  $M_i(t)$  为

$$\begin{cases} M_x(t) = 0.3214 \times [4.144 \times \sin(4.365t + 0.242) + 0.465 \times \sin(16.9t + 2.26) + 1.32 \times \sin(11.26t + 0.25)] \\ M_y(t) = 0.3647 \times [2.291 \times \sin(4.28t + 1.416) + 0.63 \times \sin(16.2t + 2.91) + 1.83 \times \sin(10.36t + 1.499)] \end{cases} \quad (9)$$

选取正弦形式的调制函数是为了得到分离的频谱,从而便于消除在进行傅里叶变换时的近似对频谱响应结果的影响。

便于各种信号的评价和比较,统一设定总采样次数  $n=41943$ , 采样频率  $f_s=104860$ , 扫描图案帧频  $f_i=2.5$  frame/s, 扫描面积  $S_{\text{total}}=1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ 。

图2为均匀白噪声的各种模拟和评价结果。作为对比模拟实验中的理想情况,其采样基本均匀,但同时也可以看出其扫描存在一定的重复性,其采样次数条形图中的分布近似正态分布。

对正弦驱动信号和振幅调制正弦驱动信号的模拟和评价结果如图3,4所示。对于正弦信号来说,虽然其中间欠采样且重复率较小,但其边缘却存在严重的过度采样现象,采样次数条形图中也反映了存在过度采样的问题,而对于OCT来说,中间区域一般为感兴趣区域,因此正弦驱动信号将影响成像

质量的进一步提高。而经过振幅调制之后的正弦驱动信号,其边缘的过度采样问题得到解决,采样趋于均匀,采样次数条形图的分布也更接近于正态分布。

光栅型扫描的模拟结果如图5所示,其中快轴的扫描频率  $F_{\text{line}}=100 \text{ Hz}$ <sup>[14]</sup>。从图中可以看出,其扫描区域采样均匀且重复率小,但是快轴两端存在个别点过度采样,覆盖率也不佳。

表1给出了各种驱动信号下的  $D_s, R_c$  和  $R_i$  的值。在上述的采样频率和总采样次数下,均匀白噪声的标准差  $D_s=1.0114$ , 采样均匀,覆盖率达到了98.28%,同时重复率也较大,为40.88%,正弦信号虽然采样不均匀, $D_s=2.9144$ ,但由于重复率小,因此覆盖率也达到了93.95%。振幅驱动正弦信号在正弦信号93.95%的基础上有了1.86%的提高,重复率也有一定的上升,这表明采样从个别特别集中

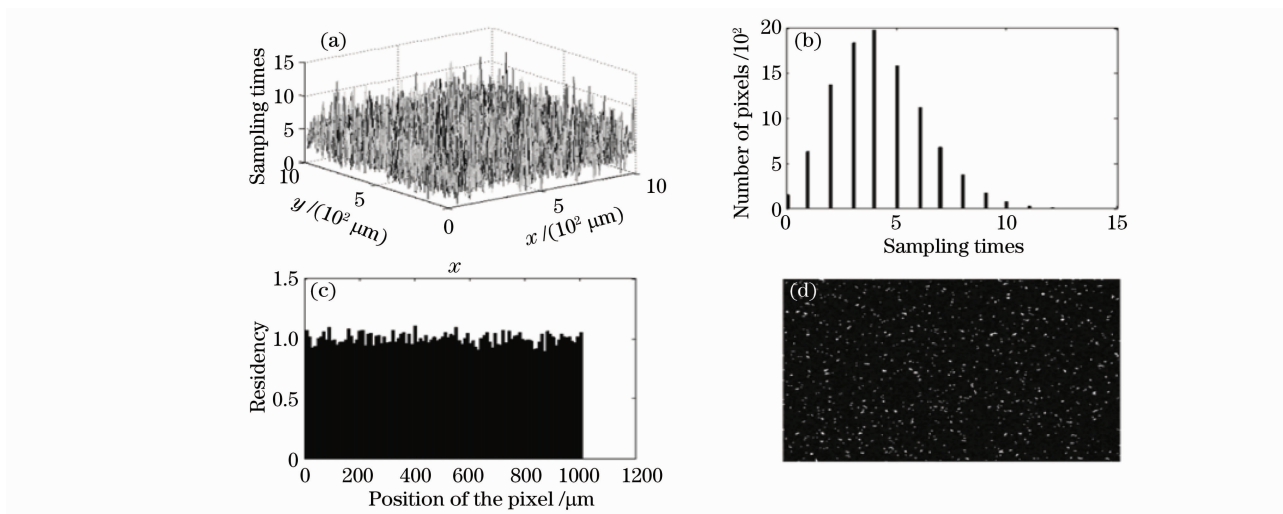


图 2 均匀白噪声的模拟和评价结果。(a)采样次数分布图,(b)采样次数条形图,(c)轴向采样次数直方图(区间长度为一个像素),(d)扫描轨迹

Fig. 2 Simulation and evaluation results for uniform white noise. (a) distribution of sampling times, (b) bar chart of sampling times, (c) histograms (bin width=1 pixel) of  $x$ -axis sampling times, (d) scanning pattern

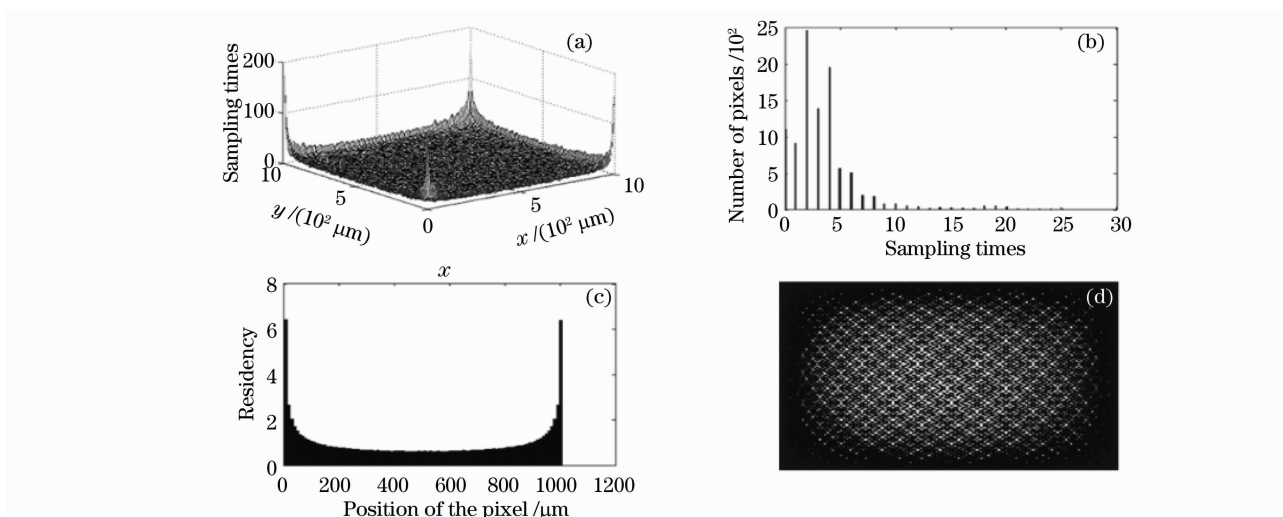


图 3 正弦驱动信号的模拟和评价结果。(a)采样次数分布图,(b)采样次数条形图,(c)轴向采样次数直方图(区间长度为一个像素),(d)扫描轨迹

Fig. 3 Simulation and evaluation results for sine signal. (a) distribution of sampling times, (b) bar chart of sampling times, (c) histograms (bin width=1 pixel) of  $x$ -axis sampling times, (d) scanning pattern

的像素点分散到了整个扫描图案上,采样趋于均匀,这从  $D_s$  的下降上也可以得到验证。而现今较常使用的光栅型扫描,其优点是扫描规律,重复率低,但扫描速度慢,在相同帧频下覆盖率低,仅为26.76%。

综上所述,振幅调制正弦驱动信号对于正弦驱动信号来说拥有更佳的覆盖率和均匀性,有利于扫描轨迹的优化,同时对于考虑谐振特性的均匀白噪声来说,也有着显著的优点。图 6 为振幅调制正弦信号和均匀白噪声的频谱以及相应方向上的光纤悬臂探头频率响应函数。均匀白噪声中无用的频率分

量较多,而对于本文提出的振幅调制的正弦信号,其频谱正好落于光纤悬臂谐振频率附近,很好地利用了该探头的谐振特性。

表 1 扫描轨迹模拟结果

Table 1 Simulation results of scanning patterns

Driving signal	Standard deviation	Coverage / %	Repetition rate / %
Uniform white noise	1.0114	98.28	40.88
Sine signal	2.9144	93.95	25.69
AM sine signal	1.2908	95.81	38.82
Raster scanning	3.0216	26.76	1.68

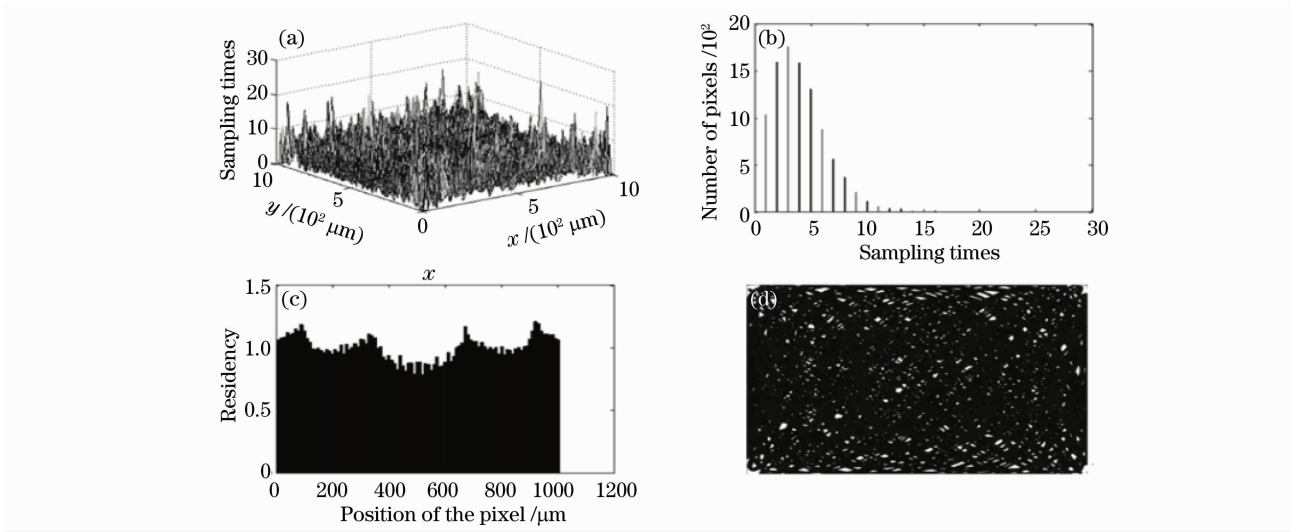


图 4 振幅调制正弦信号的模拟和评价结果。(a)采样次数分布图,(b)采样次数条形图,(c)轴向采样次数直方图(区间长度为一个像素),(d)扫描轨迹

Fig. 4 Simulation and evaluation results for amplitude modulated sine signal. (a) distribution of sampling times, (b) bar chart of sampling times; (c) histograms (bin width=1 pixel) of  $x$ -axis sampling times, (d) scanning pattern

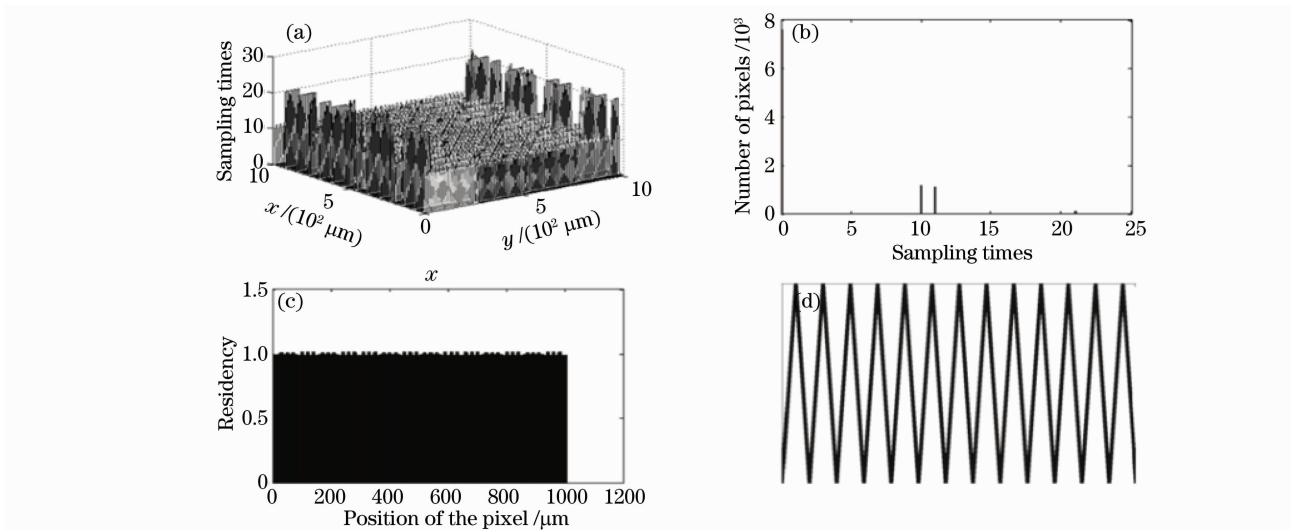


图 5 光栅型扫描的模拟和评价结果。(a)采样次数分布图,(b)采样次数条形图,(c)轴向采样次数直方图(区间长度为一个像素),(d)扫描轨迹

Fig. 5 Simulation and evaluation results for raster scanning. (a) distribution of sampling times, (b) bar chart of sampling times, (c) histograms (bin width=1 pixel) of  $x$ -axis sampling times, (d) scanning pattern

## 5 实 验

利用位移传感器(PSD)记录正弦信号以及振幅调制正弦信号驱动下光纤悬臂探头的扫描轨迹,利用之前所述评价方法对扫描轨迹进行对比评价,其结果如图 7,8 所示。正弦驱动信号的扫描图案边缘过采样,中间区域欠采样,覆盖率低,而振幅调制正弦信号的扫描图案基本均匀。但是正弦驱动信号情况下的边缘过采样并没模拟中的严重,同时表 2 中的  $D_s$  和  $R$  值也表明其实验结果比模拟结果更为均匀,而振幅调制正弦驱动信号情况下的均匀性及

覆盖率则有一定程度的下降。这是因为光纤悬臂在正交方向上的运动存在非线性偶联<sup>[16]</sup>,这种偶联性导致扫描轨迹与理论结果有所偏离,但这并不影响扫描图案的整体规律。

表 2 实验结果

Table 2 Experimental results

Driving signal	Standard deviation	Coverage / %	Repetition rate / %
Sine signal	1.9703	94.41	34.36
AM sine signal	1.5582	95.64	38.66

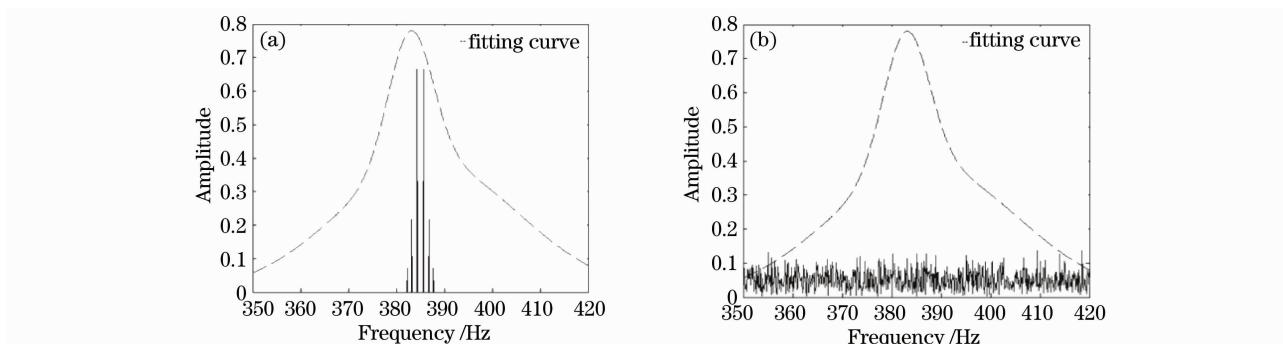


图 6  $x$  方向驱动信号频谱以及悬臂频率响应函数(虚线部分)。(a) 振幅调制正弦驱动信号, (b) 均匀白噪声(幅值放大了 100 倍)

Fig. 6 Signal spectra and cantilever response function on  $x$ -axis. (a) amplitude modulated sine signal, (b) uniform white noise (the amplitude has been magnified for 100 times)

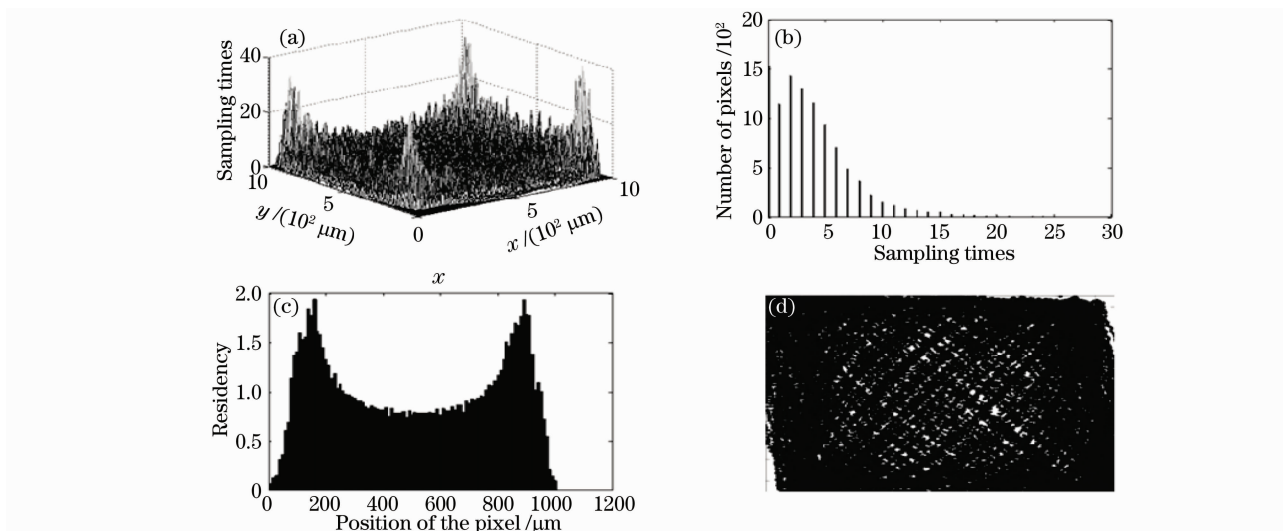


图 7 正弦驱动信号的实验和评价结果。(a) 采样次数分布图, (b) 采样次数条形图, (c) 轴向采样次数直方图(区间长度为一个像素), (d) 扫描轨迹

Fig. 7 Experiment and evaluation results for sine signal. (a) distribution of sampling times, (b) bar chart of sampling times, (c) histograms (bin width=1 pixel) of  $x$ -axis sampling times, (d) scanning pattern

## 6 结 论

提出了一种适用于非对称光纤悬臂扫描探头的驱动信号,系统地分析了该信号相比于正弦信号的优缺点。 $D_s$  下降了 1.6236,在总采样次数和采样频率一定的情况下覆盖率得到 1.86% 的提高,更逼近理论真值,重复率上升了 13.13%,这在覆盖率不变的情况下是采样趋于均匀的一种表现。同时实验结果也表明该信号在扫描轨迹上有着更近似于随机信号的分布,很好地解决了正弦驱动信号边缘过采样而中间区域欠采样的问题。该驱动信号下的扫描轨迹在图案帧频一定的情况下,有效地提高了均匀性和覆盖率,有利于削弱这三者权衡方面的限制,同

时该信号也保留了正弦驱动信号的优点,较好地利用了光纤悬臂探头的谐振特性,提高了成像速度。

## 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 Yu Xiaofeng, Ding Zhihua, Chen Yuheng *et al.*. Development of fiber-based optical coherence tomographic imaging system[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(2): 235~238
- 3 俞晓峰, 丁志华, 陈宇恒 等. 光纤型光学相干层析成像系统的研制[J]. *光学学报*, 2006, **26**(2): 235~238
- 4 E. A. Swanson, J. A. Izatt, M. R. Hee *et al.*. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1993, **18**(21): 1864~1866
- 5 B. Povazay, A. Unerhuber, B. Hermann *et al.*. Ultrahigh resolution optical coherence tomography of human skin [C]. *SPIE*, 2005, **5861**: 58610R

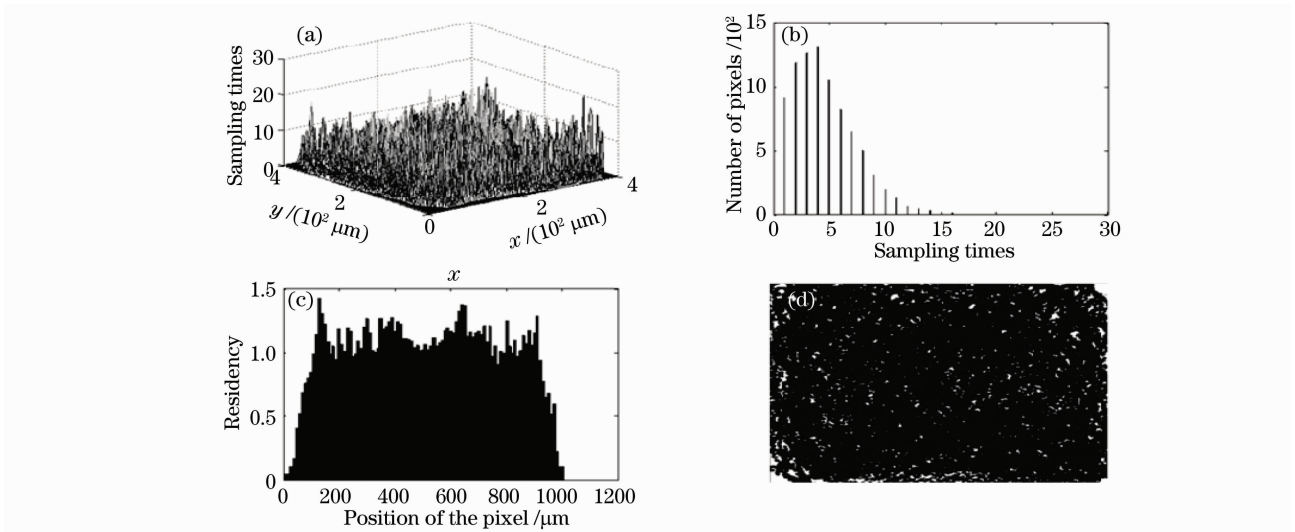


图 8 振幅调制正弦信号的实验和评价结果。(a)采样次数分布图,(b)采样次数条形图,(c)轴向采样次数直方图(区间长度为一个像素),(d)扫描轨迹

Fig. 8 Experiment and evaluation results for amplitude modulated sine signal. (a) distribution of sampling times, (b) bar chart of sampling times, (c) histograms (bin width=1 pixel) of  $x$ -axis sampling times, (d) scanning pattern

- 5 F. Feldchtein, V. Geliknov, R. Iksanov *et al.*. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity [J]. *Opt. Express*, 1998, **3**(6): 239~250
- 6 Zhou Lin, Ding Zhihua, Yu Xiaofeng. Axial super resolution in optical coherence tomography through the combination of apodization and coherence gating[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(9): 1181~1185  
周琳, 丁志华, 俞晓峰. 利用变迹术和相干门相结合实现光学相干层析成像术轴向超分辨[J]. *光学学报*, 2005, **25**(9): 1181~1185
- 7 Yang Yaliang, Ding Zhihua, Meng Jie *et al.*. Common path optical coherence tomographic system suitable endoscopic imaging [J]. *Acta Optica Sinica*, 2008, **28**(5): 955~959  
杨亚良, 丁志华, 孟婕等. 适合于内窥成像的共路型光学相干层析系统[J]. *光学学报*, 2008, **28**(5): 955~959
- 8 Y. Pan, T. Xie, G. K. Fedder. Endoscopic optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror[J]. *Opt. Lett.*, 2001, **26**(24): 1966~1968
- 9 J. M. Zara, S. Yazdanfar, K. D. Rao *et al.*. Electrostatic micromachine scanning mirror for optical coherence tomography [J]. *Opt. Lett.*, 2003, **28**(8): 628~630
- 10 S. A. Boppart, B. E. Bouma, C. Pitris *et al.*. Forward-imaging instruments for optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(21): 1618~1620
- 11 Xiumei Liu, Yuchuan Chen, Michael J. Cobb *et al.*. Rapid-scanning miniature endoscope for real-time forward-imaging optical coherence tomography[J]. *Opt. Lett.*, 2004, **29**(15): 1763~1765
- 12 Wu Tong, Ding Zhihua, Wang Kai *et al.*. Swept source optical coherence tomography based on scanning fiber probe[J]. *Acta Optica Sinica*, 2009, **29**(s1): 37~41  
吴彤, 丁志华, 王凯等. 基于光纤扫描探头的扫频光学相干层析实时成像系统[J]. *光学学报*, 2009, **29**(s1): 37~41
- 13 Tong Wu, Zhihua Ding, Kai Wang *et al.*. Two-dimensional scanning realized by an asymmetry fiber cantilever driven by single piezo bender actuator for optical coherence tomography[J]. *Opt. Express*, 2009, **17**(16): 13819~13829
- 14 Justin E. Jureller, Hee Y. Kim, Norbert F. Scherer. Stochastic scanning multiphoton multifocal microscopy[J]. *Opt. Express*, 2006, **14**(8): 3406~3414
- 15 Carla Carmelo Rosa, John Rogers, Justin Pedro *et al.*. Multiscan time-domain optical coherence tomography for retina imaging[J]. *Appl. Opt.*, 2007, **46**(10): 1795~1808
- 16 E. C. Haight, W. W. King. Stability of nonlinear oscillations of an elastic rod [J]. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1972, **52**(3B): 899~911