

混沌激光实现等角型扇形束扫描成像

展茂轩¹, 杨玲珍^{1,2*}, 李佳¹, 张玉婧¹, 冯含露¹

¹太原理工大学物理与光电工程学院, 山西 太原 030024;

²太原理工大学新型传感器与智能控制教育部重点实验室, 山西 太原 030024

摘要 将混沌激光作为激光光源,利用混沌互相关信号具有类delta函数的特性,结合等角型扇形光束扫描技术实现了组织仿体中异质物的尺寸、位置、光学特性和结构重建。等角型扇形束扫描系统包含1个准直混沌光源和2个光电探测器。准直后的混沌激光穿过组织仿体被光电探测器接收,通过混沌光源和光电探测器同步旋转,获取不同角度下出射光的时域信息;对出射光与参考光进行互相关运算,提取互相关峰值,得到光在组织仿体内的衰减信息,通过异质物与仿体背景衰减系数的对比,实现对组织仿体内异质物的检测。根据光在仿体中散射和吸收引起的衰减规律,建立了混沌信号互相关峰值作为投影数据的理论模型,采用滤波反投影算法实现图像重建。结果表明,基于混沌激光的等角型扇形束扫描成像方法有较高的检测精度,能够区分不同衰减系数的异质物。

关键词 光学检测; 互相关; 混沌激光; 扫描成像

中图分类号 O436

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP221350

Scanning Imaging with Equiangular Fan Beam using Chaotic Laser

Zhan Maoxuan¹, Yang Lingzhen^{1,2*}, Li Jia¹, Zhang Yujing¹, Feng Hanlu¹

¹College of Physics and Optoelectronics, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, Shanxi, China;

²Key Laboratory of Advanced Transducers and Intelligent Control System, Ministry of Education, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, Shanxi, China

Abstract In this study, the size, position, optical characteristic, and structure reconstructions of foreign objects in tissue simulators are realized using the scanning technology of an equiangular fan beam, a chaotic laser as a laser source, and a chaotic crosscorrelation signal with delta-like function. Equiangular fan beam scanning systems consist of a collimated chaotic source and two photodetectors. The chaotic laser collimated by the optical collimator passes through the tissue simulator and is received by the photodetector. The time-domain information of the chaotic source at different angles is obtained through the synchronous rotation of the chaotic light source and the photodetector. In the tissue simulator, crosscorrelation operation is performed on the outgoing and reference signals, and the crosscorrelation peak value is extracted to obtain the attenuation information of light. The detection of foreign objects in the tissue simulator is accomplished by comparing the attenuation coefficients of the foreign objects and the simulator. According to the attenuation induced by the scattering and absorption of light in the phantom, the theoretical model of the crosscorrelation peak of chaotic signals as projection data is established, and the filtered back-projection algorithm is used to realize the image reconstruction. The results reveal that the chaotic laser-based scanning imaging method of equiangular fan beams has a high detection accuracy and can distinguish foreign objects with different attenuation coefficients.

Key words optical detection; cross-correlation; chaotic laser; scanning imaging

1 引言

早期诊断是提高癌症疗效的最重要环节,早期发现乳腺癌治愈率可以达到70%~80%,五年存活率可以达到85%以上^[1-2]。目前用于癌症的早期诊断工具有X

射线^[3]、计算机断层摄影术^[4]、正电子发射断层摄影术^[5-6]、磁共振成像^[7]。这些成像技术尽管已经在医院病情检测过程中广泛使用,但由于检测时需要将人体暴露在强的电离辐射下,因此在医学健康检测应用中具有一定的副作用。光学检测作为一种简单、快速、

收稿日期: 2022-04-19; 修回日期: 2022-04-25; 录用日期: 2022-05-12; 网络首发日期: 2022-05-22

基金项目: 国家自然科学基金(61975141,61575137)

通信作者: *office-science@tyut.edu.cn

便携、无创且廉价的癌症疾病功能诊断和治疗监测方法可用于生物组织探测^[8-10]、乳腺癌早期筛查^[11]、大脑功能性监测^[12-13]、骨关节早期检测^[14-15]。光学检测可以追溯到 1956 年,科研人员利用血清光密度对癌症进行筛查^[16]。随着研究深入,相关检测技术出现在光学检测中。1967 年, Kay^[17] 提出互相关光谱法用于 SO₂ 痕量检测。互相关检测技术中,光源经过光耦合器后产生两束光,一束作为探测光,一束作为参考光,最终两束光进入不同的光电探测器,将接收到的信号输入数据处理系统进行互相关运算^[18-19]。为了提高成像分辨率,科研人员将伪随机码调制的光源作为具有相关性的光源对生物组织进行光学检测。伪随机光序列的产生,需要利用电路产生的伪随机序列对激光器进行调制,这受到比特率和调制速度的限制^[20-23]。混沌激光在时序上有类噪声特性,与伪随机序列相似,解决了伪随机码调制的光源窄带宽的限制问题^[24-26]。混沌光源的相关特性具有类 delta 函数特征,能够提供更高的检测精度。使用混沌光源互相关法进行成像,在图像

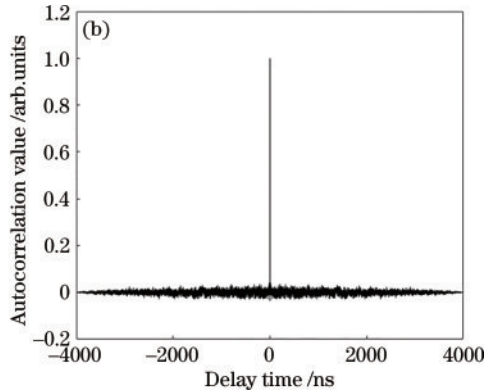
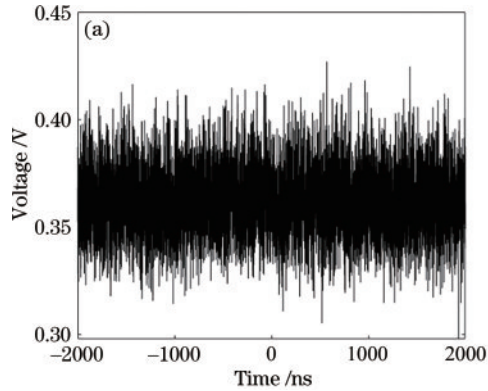


图 1 混沌信号特性。(a)时序;(b)自相关函数

Fig. 1 Characteristics of chaotic laser. (a) Time series; (b) autocorrelation function

混沌光源分成两路,一路光源经过准直作为组织仿体的入射光源,另一路光源作为参考光源。经过准直的混沌激光入射组织仿体,由于组织仿体对混沌光有吸收和散射,因此透过组织仿体的混沌光衰减满足朗伯-比尔定律:

$$I = I_0 \exp(-\mu d), \quad (1)$$

式中: I_0 和 I 分别是入射光和出射光的强度; μ 是组织仿体的衰减系数; d 为准直光源经过组织仿体的长度。

入射光源 $y_1(t)$ 与参考光源 $y_2(t)$ 做互相关运算,得到互相关函数 $R_{1,2}(\tau)$ 。出射光源 $y_1'(t)$ 和参考光源 $y_2(t)$ 做互相关运算,得到互相关函数 $R'_{1,2}(\tau)$ 。将 $R_{1,2}$ 和 $R'_{1,2}$ 分别记为互相关函数 $R_{1,2}(\tau)$ 和 $R'_{1,2}(\tau)$ 的峰值,满足下列关系:

$$\frac{R'_{1,2}}{R_{1,2}} = \exp(-\mu d). \quad (2)$$

平行束激光扫描的结构如图 2(a)所示。在平行束扫描中,每束准直激光透过组织仿体的投影值 p 为

重建中具有抗噪能力强、分辨率高的显著优势^[27]。

提出一种将混沌光源与扇形扫描成像技术相结合的成像方法,以混沌光源为组织仿体检测的激光光源,使用扇形扫描方法来检测组织仿体内的异质物的大小和位置。实验中,使用一定浓度脂肪乳液作为组织仿体的背景介质,印度墨水作为异质物,利用光在组织仿体中的衰减特性,可以得到异质物与仿体背景衰减系数的对比,实现对异质物的检测。通过实验结果对比,基于混沌激光的等角型扇形束扫描成像可以提高光学成像的精度,并且可以区分不同浓度的异质物。

2 基本原理

2.1 实验原理

混沌激光具有宽带宽、时序类噪声、自相关函数类 delta 函数等特性,如图 1 所示,具有较强的抗干扰能力。混沌激光宽带宽和自相关类 delta 函数特性为组织仿体异质物检测提供了更高的检测精度和更大的信噪比。

$$p = -\ln \frac{I}{I_0} = \int_L \mu(x, y) dl, \quad (3)$$

式中: L 为一束激光穿过组织仿体的路径; $\mu(x, y)$ 表示组织仿体任意一点 (x, y) 对混沌激光的衰减系数,反映被测介质的结构特征,是图像重建所需要的量。由式(2)可得,投影值 p 可以用互相关峰值表示:

$$p = -\ln \frac{R'_{1,2}}{R_{1,2}} = \int_L \mu(x, y) dl. \quad (4)$$

将数据 (x, y) 映射到 (s, θ) ,在任意角度 θ 下, $p(s, \theta)$ 只有在 $s = x \cos \theta + y \sin \theta$ 处有值。因此,混沌激光在角度 θ 、路径 s 下的投影值为

$$p_\theta(s) = \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s). \quad (5)$$

对整个被测介质平面所有点的投影值进行累加,就是最终的 $\mu(x, y)$ 的投影:

$$p(s, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy, \quad (6)$$

$p(s, \theta)$ 就是 $\mu(x, y)$ 的拉东变换。平行束扫描图像反

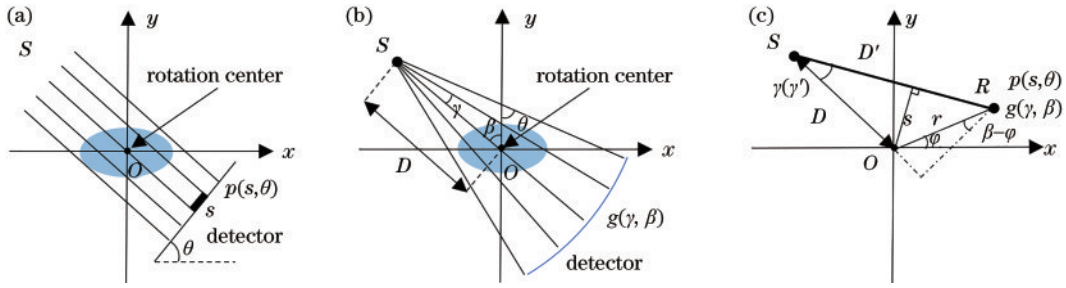


图 2 扫描成像结构图。(a)平行束结构图；(b)等角型扇形束结构图；(c)平行束和等角型扇形束的关系图

Fig. 2 Scanning imaging structural diagrams. (a) Parallel beam structure; (b) equiangular fan beam structure; (c) relationship between parallel beam and equiangular fan beam

投影重建算法的表达式为

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty p(s, \theta) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) ds d\theta. \quad (7)$$

等角型扇形束图像重建原理是把所有的扇形束准直光放在一起进行数据重排,把互相平行的准直光分为一组,这样就把扇形束的成像问题转换为平行束的成像问题^[28]。

等角型扇形束扫描的结构如图 2(b) 所示。

图 2(b) 中 S 为经过准直的混沌光源,光源 S 和探测器的旋转中心为 O,建立直角坐标系。探测器是以光源 S 为圆心等角度排列的,激光源与旋转中心 O 的连线与纵轴的夹角为 β ,激光束与中心线 SO 的夹角为 γ ,准直光源 S 与旋转中心 O 的距离为 D,对物体进行等角度扇形束扫描,得到投影数据 $g(\gamma, \beta)$ ^[29]。需要对式 (7) 进行极坐标变换,得

$$\begin{cases} x = r \cos \varphi \\ y = r \sin \varphi \\ x \cos \theta + y \sin \theta = r \cos(\theta - \varphi) \end{cases}, \quad (8)$$

式中: r 是重建点 R 与旋转中心 O 的距离。由式 (7) 和式 (8), 可得到 $\mu(x, y)$ 的极坐标公式, 为

$$\mu(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^\infty p(s, \theta) \delta[r \cos(\theta - \varphi) - s] ds d\theta. \quad (9)$$

等角型扇形束与平行束射线的对应关系如图 2(c) 所示, 相应关系有

$$\begin{cases} \theta = \gamma + \beta \\ s = D \sin \gamma \end{cases}. \quad (10)$$

利用式 (10), 可将平行束的变量替换为扇形束的变量, 得到扇形束扫描成像算法, 公式为

$$\mu(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} g(\gamma, \beta) \delta[r \cos(\beta + \gamma - \varphi) - D \sin \gamma] D \cos \gamma d\gamma d\beta, \quad (11)$$

式中: γ_m 是扇形束的最大幅角。要重建 R 点 (r, φ) 处的数值 $\mu(r, \varphi)$, 设 γ' 是 SO 与 SR 之间的夹角, D' 是光源到重建点的距离, 如图 2(c) 所示, 由图 2(c) 可得关系:

$$r \cos(\beta + \gamma - \varphi) - D \sin \gamma = D' \sin(\gamma' - \gamma). \quad (12)$$

扇形扫描重建算法可以表示为

$$\mu(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} g(\gamma, \beta) \times \delta[D' \sin(\gamma' - \gamma)] D \cos \gamma d\gamma d\beta. \quad (13)$$

采用斜坡滤波器进行滤波, 斜坡滤波器的卷积核性质为

$$\delta(D' \sin \gamma) = \frac{\gamma^2}{(D' \sin \gamma)^2} \delta(\gamma). \quad (14)$$

最终可得到扇形束扫描的滤波反投影成像算法^[29]:

$$\mu(r, \varphi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} g(\gamma, \beta) \frac{(\gamma' - \gamma)^2}{[D' \sin(\gamma' - \gamma)]^2} \times \delta(\gamma' - \gamma) D \cos \gamma d\gamma d\beta. \quad (15)$$

为了验证实验理论, 对提出的成像系统进行仿真验证, 设置模型直径为 54 mm, 异物直径为 15 mm, 背景介质衰减系数为 0.016 mm^{-1} , 异质物的衰减系数为 0.0075 mm^{-1} 。图 3(a) 展示了模型在横截面的位置和衰减系数, 模型每自转 5° , 光源以步长 1° 对模型进行扫描。根据上述参数, 利用式 (15) 进行理论重建, 结果如图 3(b) 所示。

2.2 实验装置

基于等角型扇形束扫描成像的实验装置如图 4 所示。混沌激光源的波长为 1064 nm, 输出功率为 25 mW。使用 90:10 的光纤耦合器 (OC) 将混沌激光分成两路: 一路是经过光纤准直器 (COL) 的光信号, 其照射含有异质物的组织仿体, 并被组织仿体另一侧的光电探测器 (PD1) 接收为检测信号; 另一路光信号直接进入光电探测器 (PD2), 接收为参考信号。示波器 (OSC) 采集经光电探测器转换后的电信号的强度和时间序列, 在数据处理系统中对两个信号进行互相关, 提取互相关峰值, 得到光在组织仿体中的传输特性。

基于扇形激光束的扫描过程包括组织仿体的自旋转和仿体支架的旋转。组织仿体放置在仿体支架上, 3D 打印机设计、打印的仿体支架固定在旋转步进电机上, 仿体支架旋转角度范围为 $[-20^\circ, 20^\circ]$, 等价于扇形扫描光束的扫描范围 $[-20^\circ, 20^\circ]$ 。准直激光源位于仿体支架的旋转中心的正上方, 准直光源与光电探测器固定在组织仿体的两侧步进电机上。仿体支架位于 0°

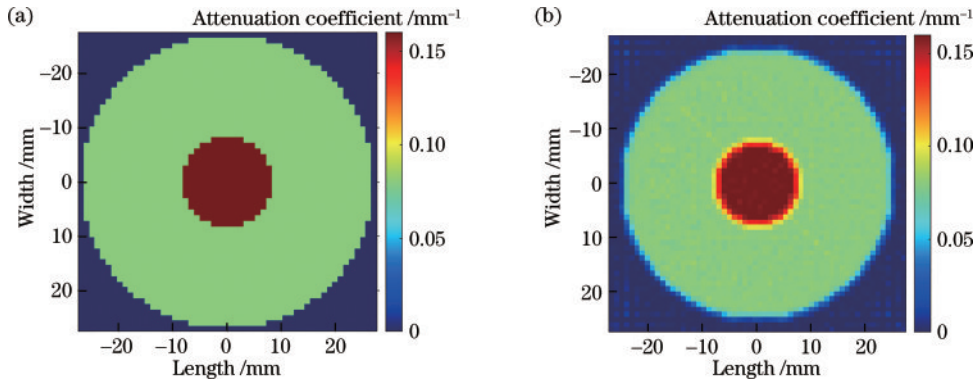


图 3 仿真结果。(a)仿体信息;(b)重建图像

Fig. 3 Simulation result. (a) Phantom information; (b) reconstructed image

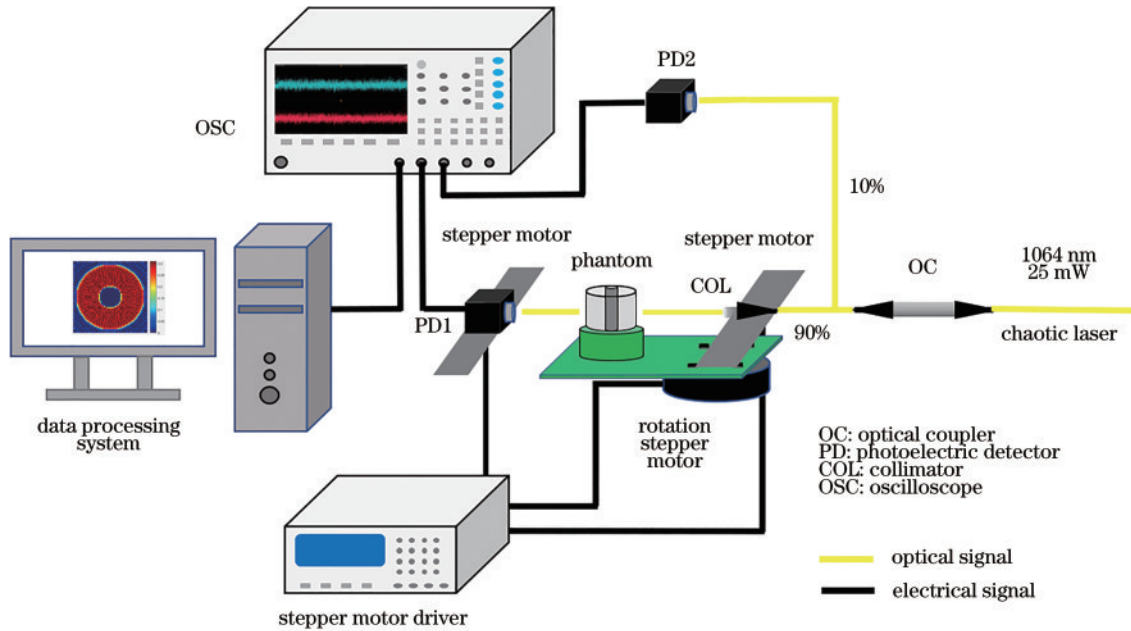


图 4 装置示意图

Fig. 4 Schematic of the device

时,经过准直的混沌激光穿过组织仿体中心,透射光被另一侧的光电探测器接收。在扫描的过程中,组织仿体在 $[0, 355^\circ]$ 每自转 5° , 仿体支架在 $[-20^\circ, 20^\circ]$ 以步长为 1° 旋转 1 次, 等价于探测器和光源围绕异物物旋转 1 周, 每隔 5° 采集一次数据。探测器记录透过组织仿体的光强度和时序。这样使用一个准直激光器就可以实现等角型扇形束扫描。实验共采集 2952 个投影数据。

3 实验结果与讨论

当混沌激光入射到组织仿体,光源入射位置不同会导致激光穿过组织仿体的路径不同。当混沌激光路径穿过背景介质时,混沌光损耗较小;当混沌激光路径穿过异物物时,混沌光损耗较大;出射光的损耗与经过组织仿体的路径长度有关,路径长度越长,损耗越大。组织仿体中光的衰减归因于组织仿体的散射和吸收,由于异物物与背景介质使用不同的物质,吸收和散射系数不同,导致衰减系数也不同,异物物与背景介质在衰减上

形成对比,从而实现对组织仿体内异物物的检测。

实验使用一定浓度的脂肪乳液作为组织仿体的背景介质,其衰减系数 $\mu_1 = 0.0759 \text{ mm}^{-1}$, 放置在外径为 55 mm, 杯壁厚为 2.5 mm 的石英圆杯中;异物物溶液放置于内径为 11.52 mm 的试管中作为异物物,将其置于石英圆杯中心。

实验使用去离子水作为组织仿体中心的异物物,其衰减系数为 $\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$, 混沌光互相关峰值用作投影数据进行图像重建,结果如图 5(a) 所示。可以看出异物物的位置、大小、衰减系数与背景介质有明显的区别。图 5(b) 是 width 为 0 时的衰减系数曲线,该曲线横向经过仿体中心,从衰减曲线可以看出中心的衰减系数比较低,石英圆杯与试管壁内两块区域颜色是不同的,也可得到这两块区域的衰减系数是不同的。

混沌激光经过试管外壁,试管壁对混沌光的反射最强,透过组织仿体的光最弱,出射光的时序也会由于混沌光与脂肪乳液、试管壁相互作用而发生变化,此时

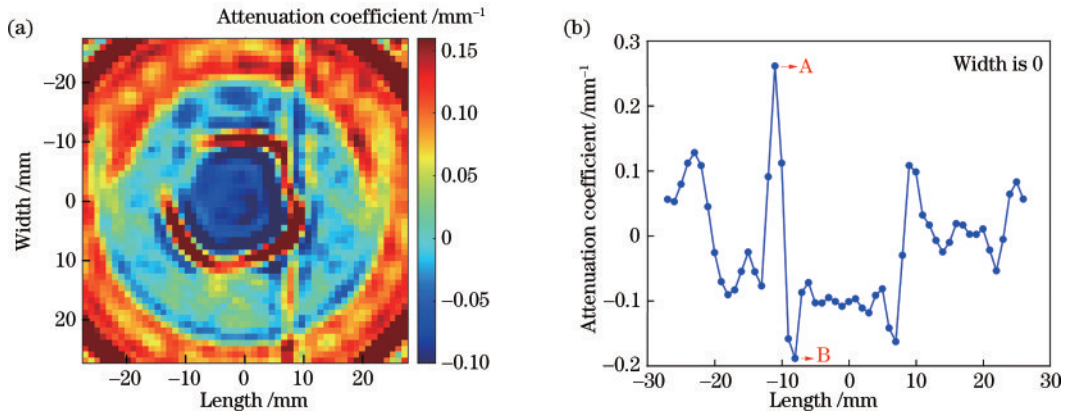


图 5 基于混沌激光的等角型扇形束层析成像重建结果。(a)重建结果($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$);(b)衰减系数曲线($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$)
Fig. 5 Reconstruction result of equiangular fan beam tomography based on chaotic laser. (a) Reconstruction result ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$); (b) attenuation coefficient curve ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$)

互相关峰值最低,图中 A 点的衰减系数相对于两侧最高。图 5(a)中心处红色的圆圈是试管壁。混沌光刚好穿过试管壁时,试管壁相当于凸透镜,对经过试管壁的混沌光有会聚作用,导致互相关峰值较强,衰减较小,因此图中 B 点的互相关峰值较低。试管内壁的长度就是异质物的直径,可以由穿过仿体中心的衰减系数曲线得到组织仿体中异质物的直径。图 5(a)中 1 个像素点的长度 1 mm,从图 5(b)可以得到 A 点坐标为 -11, B 点坐标为 -8,异质物的直径为 15 mm。

重建结果中去离子水的衰减系数比背景介质高,这是因为选用的高透光石英圆杯的杯壁较厚,当准直光源穿过石英杯壁时,激光会在杯壁中反射,入射角度

越大,损耗越大;当激光穿过石英圆杯中心时,激光在杯壁中反射较小,损耗较小。图 6(a)是组织仿体在 $\beta = 0^\circ$ 时,准直混沌激光在 $[-18^\circ, 17^\circ]$ 以步长为 1° 扫描一周的互相关峰值,其余角度的光没有穿过组织仿体。图 6(b)是 C 点的互相关峰值。当准直混沌激光从仿体中心 C 点穿过时,石英杯壁和试管壁对光的损耗最小,透过光的互相关峰值较高,相对于两侧的点,衰减系数较小,图 6(b)中心点处的衰减系数比两侧低。总体上,穿过异质物的混沌光互相关峰值较强,衰减系数较低,穿过背景介质的混沌光互相关峰值较弱,衰减系数较高,这满足式(1)的光衰减定律。从理论也可以得到,异质物衰减系数越大,成像结果中的异质物衰减系数越大。

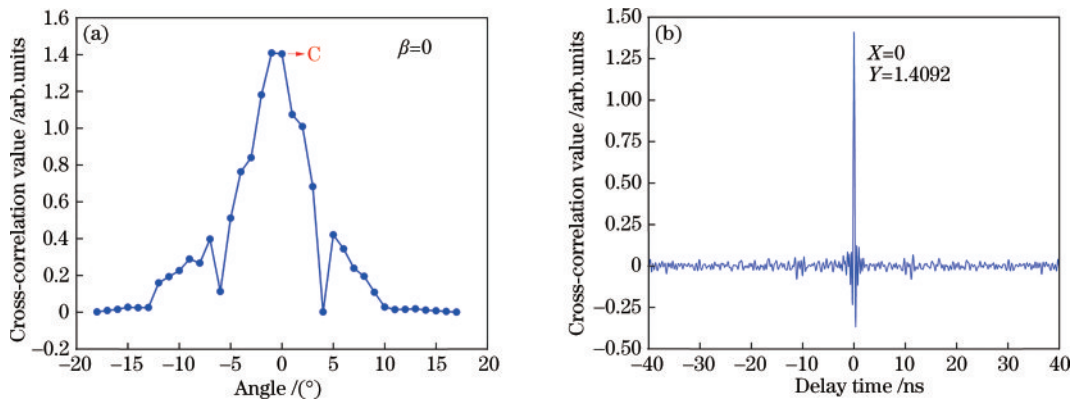


图 6 互相关峰值曲线。(a) $\beta = 0^\circ$ 时,每个角度的互相关峰值($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$);(b)C 点互相关峰值($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$)
Fig. 6 Cross-correlation peak curves. (a) Cross-correlation peak value of each angle at $\beta = 0^\circ$ ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$); (b) cross-correlation peak value at point C ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$)

为了验证所提检测方法可以检测不同浓度的异质物,以及异质物的衰减系数与重建结果中的异质物的衰减系数成正相关的结论,使用衰减系数为 $\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$ 和 $\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$ 的印度墨水作为组织仿体的异质物,进行图像重建,结果如图 7 所示。从重建结果中可以清晰分辨出组织仿体的结构。图 7(b)和图 7(d)是 width 为 0 时的衰减系数曲线,该曲线经过仿体中心。图 7 中 A 点是试管外壁, B 点是

试管壁,试管壁之间即为异质物,根据衰减系数曲线可以得到异质物的直径为 15 mm。从衰减系数曲线同样可以得到,穿过异质物中心光的损耗最小,异质物中心点的衰减系数相对于两侧较小。

为了验证异质物衰减系数越大,成像结果中的异质物衰减系数越大的结论,对比异质物重建结果衰减系数。图 8(a)和图 8(c)是组织仿体在 $\beta = 0^\circ$ 、异质物为印度墨水时,准直混沌激光在 $[-18^\circ, 17^\circ]$ 以步长为

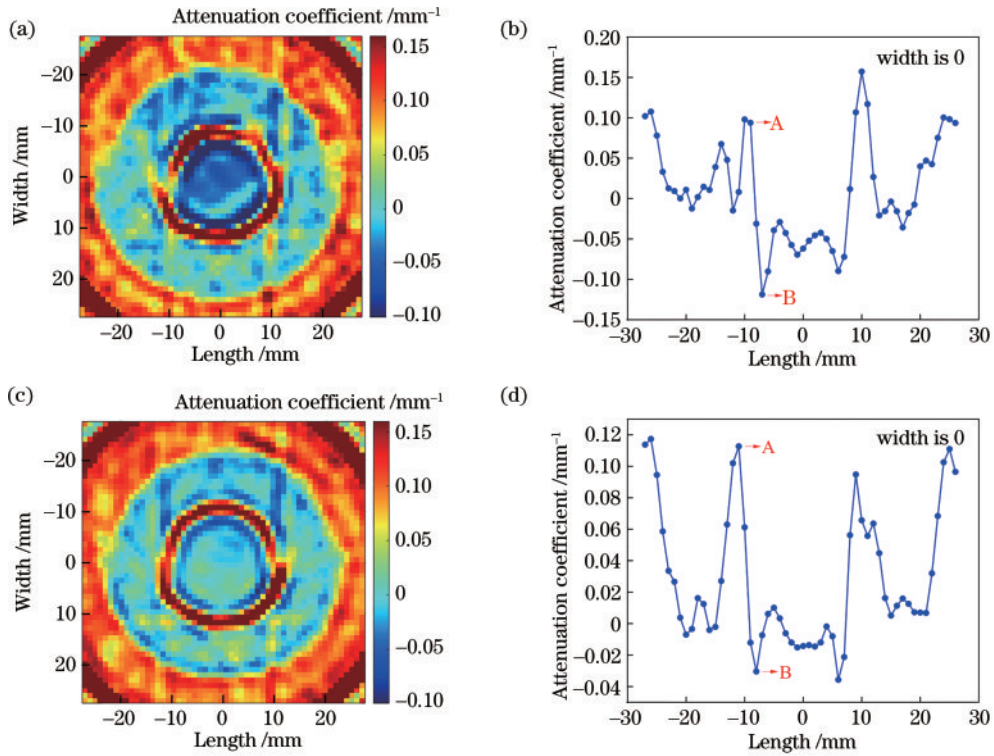


图 7 基于混沌激光的等角型扇形束层析成像重建结果。(a)重建结果($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$);(b)衰减系数曲线($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (c)重建结果($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$);(d)衰减系数曲线($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)

Fig. 7 Reconstruction results of equiangular fan beam tomography based on chaotic laser. (a) Reconstruction result ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (b) attenuation coefficient curve ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (c) reconstruction result ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$); (d) attenuation coefficient curve ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)

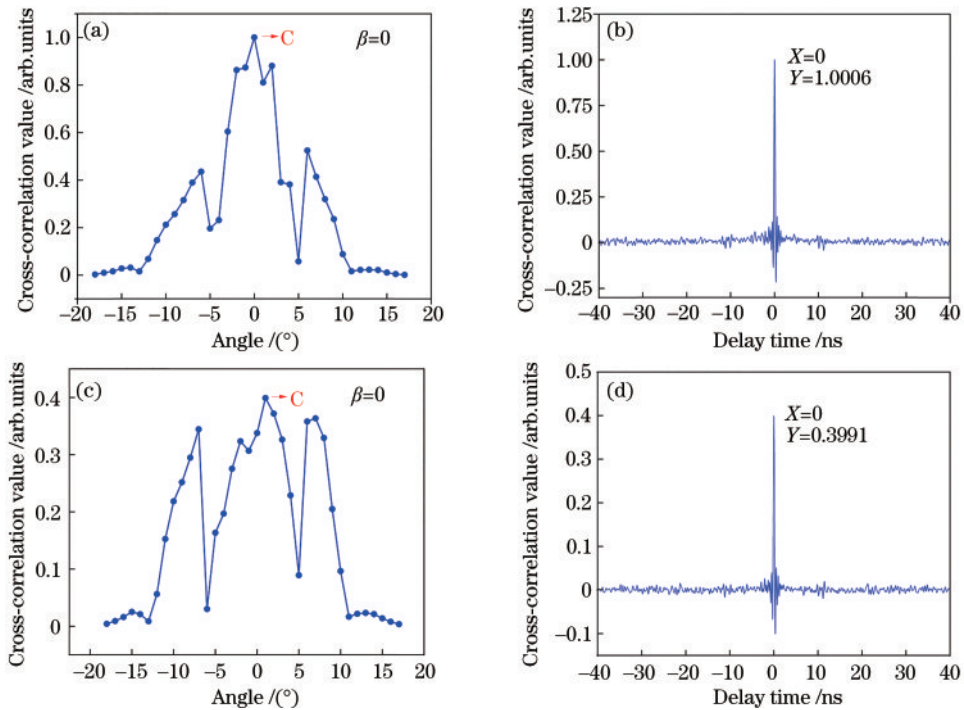


图 8 互相关峰值曲线。(a) $\beta = 0^\circ$ 时各角度互相关峰值($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$);(b)C点互相关峰值($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$);(c) $\beta = 0^\circ$ 时各角度互相关峰值($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$);(d)C点互相关峰值($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)

Fig. 8 Cross-correlation peak value curves. (a) Cross-correlation peak value of each angle at $\beta = 0^\circ$ ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (b) cross-correlation peak value at point C ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (c) cross-correlation peak value of each angle at $\beta = 0^\circ$ ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$); (d) cross-correlation peak value at point C ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)

1° 扫描 1 周的互相关峰值。图 9 是异质物为印度墨水的衰减系数曲线。选取图 5(a)、图 7(a)、图 7(c) 中 width 为 0 时过异质物中心的衰减曲线, 对曲线中异质物部分衰减系数求平均值, 结果为 -0.08348 mm^{-1} ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$), -0.05992 mm^{-1} ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$), -0.01266 mm^{-1} ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$), 随着异质物的衰减系数增加, 成像结果中的衰减系数也在递增, 符合实验理论。由于斜射入石英圆杯的光大部分被石英杯壁反射, 衰减较大, 导致异质物的衰减系数为负值。图 8(b) 和图 8(d) 是异质物为印度墨水, 中心点 C 处的互相关峰值。对比不同衰减系数异质物中心 C 点处透过光的互相关峰值, 可以看出, 随着异质物衰减系数的

增加, 透过光的互相关峰值在下降。

为了进一步研究混沌激光互相关技术等角型扇形束扫描成像结果的对比度, 采用与图 5 和图 8 相同的实验装置, 使用直接探测光强度对三种不同异质物的组织仿体进行成像。探测器把接收到的光信号转换成电信号, 在示波器中提取电压幅值 V , 电压幅值与光在组织体中的损耗成线性关系, 因此可以用电压幅值标定光的损耗。成像结果如图 9 所示。图 9(a)、图 9(c)、图 9(e) 分别是以水 ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$)、印度墨水 ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$)、印度墨水 ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$) 为异质物的成像结果图。图 9(b)、图 9(d)、图 9(f) 为 width 为 0 时的衰减系数曲线, 其中 A 点是试管外壁, B

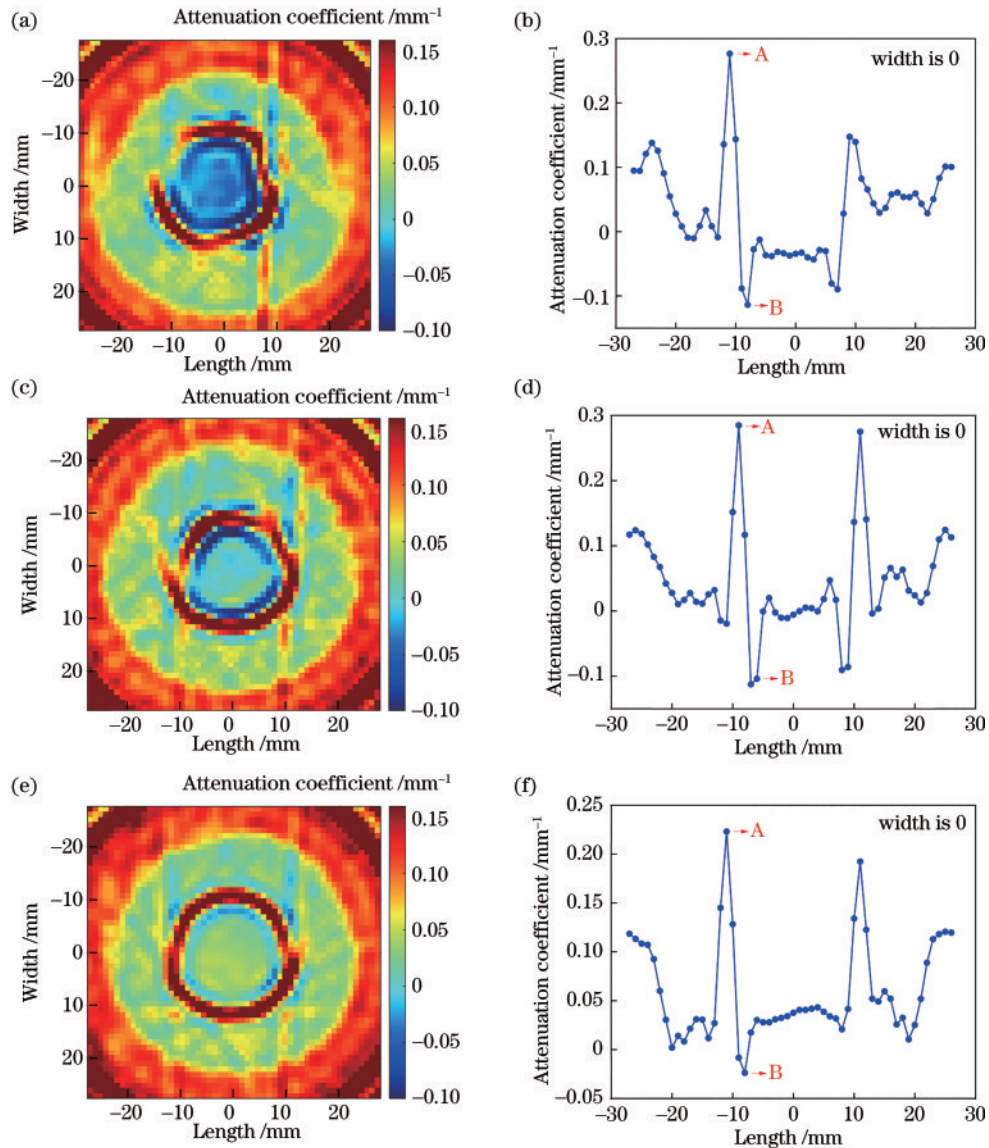


图 9 基于混沌激光的等角型扇形束断层析成像重建结果。(a) 重建结果 ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$); (b) 衰减系数曲线 ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$); (c) 重建结果 ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (d) 衰减系数曲线 ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (e) 重建结果 ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$); (f) 衰减系数曲线 ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)

Fig. 9 Reconstruction results of equiangular fan beam tomography based on chaotic laser. (a) Reconstruction result ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$); (b) attenuation coefficient curve ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$); (c) reconstruction result ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (d) attenuation coefficient curve ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$); (e) reconstruction result ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$); (f) attenuation coefficient curve ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)

点是试管壁,试管壁之间即为异质物。根据衰减系数曲线可以得到异质物的直径为 15 mm。

选取 width 为 0 时过异质物中心的衰减曲线,对曲线中异质物部分和背景介质部分的衰减系数求平均

值。成像结果的对比度定义为背景介质衰减系数平均值与异质物衰减系数平均值的差值,结果如表 1 所示。从表 1 可以看到,使用互相关峰值作为衰减系数时对组织仿体成像有更高的对比度,提高了成像的精度。

表 1 两种成像方式对比度比较

Table 1 Comparison of contrast ratio between two imaging methods

Parameter	Water ($\mu_0 = 0.0008 \text{ mm}^{-1}$)	Indian ink ($\mu_1 = 0.1589 \text{ mm}^{-1}$)	Indian ink ($\mu_2 = 0.1857 \text{ mm}^{-1}$)
Correlation peak value	0.10444	0.06345	0.02291
Intensity	0.07496	0.04378	0.01494

组织仿体对光有散射和吸收作用,试管壁和石英杯壁对光有反射作用,准直光透过组织仿体后光斑会变大,光强度分布不均匀,光电探测器进光孔径较小,探测器接收的光能量较低,最终得到的互相关峰值数据会有偏差,成像噪点比较多,从成像结果中很难判断背景介质是均匀介质。在此过程中,环境光对直接强度测量的探测结果影响较大,但是由于混沌光的时序类噪声特性仅与自身有相关性,环境光与混沌光没有相关性,因此环境光对互相关结果没有影响,即使用相关函数峰值来表征异质物时对混沌激光的衰减也不会受到外界环境的影响,提高了信噪比。

4 结 论

提出了一种基于混沌激光的等角型扇形束扫描成像,该方法使用混沌激光作为光源,利用互相关峰值数据表征光经过组织仿体的衰减,使用扇形束滤波反投影法实现对组织仿体内部异质物的检测。结果表明,该成像方法不仅具有较高的成像精度,还能够区分组织仿体中不同衰减系数的异质物。因此基于混沌激光的等角型扇形束扫描成像是有意義的,在一定程度上能够促进生物医学检测的进步。

参 考 文 献

- [1] Waks A G, Winer E P. Breast cancer treatment: a review [J]. Journal of the American Medical Association, 2019, 321(3): 288-300.
- [2] Harbeck N, Penault-Llorca F, Cortes J, et al. Breast cancer[J]. Nature Reviews. Disease Primers, 2019, 5(1): 66.
- [3] Shieh Y, Scott C G, Jensen M R, et al. Body mass index, mammographic density, and breast cancer risk by estrogen receptor subtype[J]. Breast Cancer Research, 2019, 21(1): 48.
- [4] Caan B J, Cespedes Feliciano E M, Prado C M, et al. Association of muscle and adiposity measured by computed tomography with survival in patients with nonmetastatic breast cancer[J]. JAMA Oncology, 2018, 4(6): 798-804.
- [5] Gombos A, Venet D, Ameye L, et al. FDG positron emission tomography imaging and ctDNA detection as an early dynamic biomarker of everolimus efficacy in advanced luminal breast cancer[J]. Npj Breast Cancer, 2021, 7: 125.
- [6] Lin C Y, Lin C L, Kao C H. Staging/restaging performance of F18-fluorodeoxyglucose positron emission tomography/magnetic resonance imaging in breast cancer: a review and meta-analysis[J]. European Journal of Radiology, 2018, 107: 158-165.
- [7] Kuhl C K. Abbreviated magnetic resonance imaging (MRI) for breast cancer screening: rationale, concept, and transfer to clinical practice[J]. Annual Review of Medicine, 2019, 70: 501-519.
- [8] Abbasi S, Dinakaran D, Bigras G, et al. All-optical label-free human breast tissue block histology using photoacoustic remote sensing[J]. Optics Letters, 2020, 45(17): 4770-4773.
- [9] Desroches J, Jermyn M, Pinto M, et al. A new method using Raman spectroscopy for *in vivo* targeted brain cancer tissue biopsy[J]. Scientific Reports, 2018, 8: 1792.
- [10] Ntziachristos V. Going deeper than microscopy: the optical imaging frontier in biology[J]. Nature Methods, 2010, 7(8): 603-614.
- [11] Vavadi H, Mostafa A, Zhou F F, et al. Compact ultrasound-guided diffuse optical tomography system for breast cancer imaging[J]. Journal of Biomedical Optics, 2018, 24(2): 021203.
- [12] Dai X, Zhang T, Yang H, et al. Fast noninvasive functional diffuse optical tomography for brain imaging[J]. Journal of Biophotonics, 2018, 11(3): e201600267.
- [13] Vasquez-Lopez S A, Turcotte R, Koren V, et al. Subcellular spatial resolution achieved for deep-brain imaging *in vivo* using a minimally invasive multimode fiber[J]. Light: Science & Applications, 2018, 7: 110.
- [14] Afara I O, Moody H, Singh S, et al. Spatial mapping of proteoglycan content in articular cartilage using near-infrared (NIR) spectroscopy[J]. Biomedical Optics Express, 2014, 6(1): 144-154.
- [15] Khan B, Kafian-Attari I, Nippolainen E, et al. Articular cartilage optical properties in the near-infrared (NIR) spectral range vary with depth and tissue integrity[J]. Biomedical Optics Express, 2021, 12(10): 6066-6080.
- [16] Fuzy P J, Jr. Experience with the optical density cancer detection test[J]. The American Journal of Surgery, 1956, 92(5): 748-751.
- [17] Kay R B. Absorption spectra apparatus using optical correlation for the detection of trace amounts of SO_2 [J].

- Applied Optics, 1967, 6(4): 776-778.
- [18] 杨永强, 杨玲珍, 吕艺辉, 等. 基于混沌激光互相关峰值实现脂肪乳液内异质物的检测[J]. 光学学报, 2019, 39(6): 0614001.
Yang Y Q, Yang L Z, Lü Y H, et al. Foreign object detection in intralipid solution using cross-correlation peak of chaotic laser[J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(6): 0614001.
- [19] 刘彤, 郭晓敏, 张浩杰, 等. 混沌激光光子互相关的分析与测量[J]. 光学学报, 2021, 41(24): 2414002.
Liu T, Guo X M, Zhang H J, et al. Analysis and measurement of photon cross-correlation of chaotic laser[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(24): 2414002.
- [20] Li F, Li T, Fang X, et al. Pseudo-random modulation continuous-wave lidar for the measurements of mesopause region sodium density[J]. Optics Express, 2021, 29(2): 1932-1944.
- [21] 沈姗姗, 陈钱, 曹芳, 等. 高噪声高精度时间相关单光子测距系统性能研究[J]. 中国激光, 2016, 43(6): 0604001.
Shen S S, Chen Q, Cao F, et al. Research on performance of single photon counting ranging system with high background noise and high resolution[J]. Chinese Journal of Lasers, 2016, 43(6): 0604001.
- [22] Yu Y, Liu B, Chen Z. Analyzing the performance of pseudo-random single-photon counting ranging lidar[J]. Applied optics, 2018, 57(27): 7733-7739.
- [23] Zhang Q, Soon H W, Tian H T, et al. Pseudo-random single photon counting for time-resolved optical measurement [J]. Optics Express, 2008, 16(17): 13233-13239.
- [24] Ji Y N, Zhang M J, Wang Y C, et al. Microwave-photonics sensor for remote water-level monitoring based on chaotic laser[J]. International Journal of Bifurcation and Chaos, 2014, 24(3): 1450032.
- [25] 吕玉祥, 牛利兵, 张建忠, 等. 基于混沌激光的 500 Mb/s 高速真随机数发生器[J]. 中国激光, 2011, 38(5): 0502010.
Lü Y X, Niu L B, Zhang J Z, et al. 500 Mb/s fast true random bit generator based on chaotic laser[J]. Chinese Journal of Lasers, 2011, 38(5): 0502010.
- [26] 任静峰, 杨玲珍, 祝王华, 等. 光注入掺铒光纤激光器的混沌特性[J]. 光学学报, 2021, 41(21): 2114002.
Ren J F, Yang L Z, Zhu W H, et al. Chaotic characteristics of erbium-doped fiber laser with optical injection[J]. Acta Optica Sinica, 2021, 41(21): 2114002.
- [27] Li J, Yang L Z, Ding W J, et al. Image reconstruction with the chaotic fiber laser in scattering media[J]. Applied Optics, 2021, 60(13): 4004-4012.
- [28] 闫镔, 李磊. CT 图像重建算法[M]. 北京: 科学出版社, 2014: 41-50.
Yan B, Li L. CT image reconstruction algorithm[M]. Beijing: Science Press, 2014: 41-50.
- [29] 毛小渊. 二维 CT 图像重建算法研究[D]. 南昌: 南昌航空大学, 2016.
Mao X Y. The research on the two-dimensional CT image reconstruction algorithm[D]. Nanchang: Nanchang Hangkong University, 2016.