

用 Monte Carlo 方法重建 OCT 图像

王新宇 张春平 张连顺 祁胜文 许棠 田建国

(南开大学物理学院光子学中心, 天津, 300071)

摘要 采用 Monte Carlo 模拟成像过程的方法对图像进行恢复, 成像所需点扩散函数通过 Monte Carlo 模拟光在生物组织中的传播获得. 对获得的原始猪肉组织图像进行了恢复处理, 重建后图像的横向分辨率有显著提高.

关键词 光学相干层析, 图像重建, Monte Carlo, 点扩散函数.

RECONSTRUCTION OF OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY IMAGE BASED ON MONTE CARLO METHOD

WANG Xin-Yu ZHANG Chun-Ping ZHANG Lian-Shun QI Sheng-Wen XU Tang TIAN Jian-Guo
(Photonics Center of Nankai University, Tianjin 300071, China)

Abstract A method for improving the quality of the picture based on Monte Carlo simulation of imaging was presented. The point-spread-function needed by the simulation was achieved by Monte Carlo simulation of light propagation in bio-tissue. A raw picture by OCT of porcine tissue was reconstructed. The reconstructed picture has a better transversal resolution.

Key words optical coherence tomography, image reconstruction, Monte Carlo, point spread function.

引言

光学相干层析(OCT)是基于光学低相干反射测量发展而来的技术,使用低相干红外光源,能够对高散射的生物组织进行亚表面成像,但是由于散射和噪声等的影响,使得获得的高散射介质的像变得模糊,为了得到高清晰的图像,人们使用各种图像恢复方法对测得图像进行处理.例如高峰等提出的广义脉冲谱技术^[1];郭海峰等从理论上提出了最佳摄动量法^[2];孙非等使用去卷积方法,提高了OCT成像的轴向分辨率^[3].OCT成像的横向分辨率主要受生物组织的高散射影响,造成成像质量下降,本文尝试用 Monte Carlo 模拟成像过程的方法对图像进行恢复,其原理类似于去卷积,模拟过程中所需的点扩散函数的确定也是通过 Monte Carlo 模拟获得.结果表明,图像恢复的结果较好,并能够在一定程度上提高图像的分辨率.

1 OCT 系统工作原理

如图 1 所示,OCT 系统的主要部分是光纤迈克

尔逊干涉仪.低相干光源(又称宽带光源,如超发光二极管或超快激光器)发出的光经过光纤耦合器分别进入置有反射镜的参考臂和置有被测样品的样品臂中.如果将经参考臂反射镜反射回来的光(参考光)与经样品臂样品的背向散射光(信号光)的光程匹配到光源的相干长度之内,则两束光经光纤耦合器汇合产生干涉信号,被探测器探测,信号的强度反映样品的散(反)射强度.利用微动平台对样品进行扫描,便可获得层析图像.可以看出,对应参考臂某一位置,只有来自样品某一特定深度的散射信号才能与参考光发生干涉.因此,系统的轴向分辨率直接由光源的相干长度确定.而横向分辨率由探测光的波长等决定,在 800 ~ 1300 nm 范围内,理论上可以达到 μm 数量级^[4].

2 图像重建原理

2.1 Monte Carlo 模拟成像原理

从统计物理学的观点来看,成像过程可以理解每个光子随机地从物面位置 (x, y) 发出,经过成像系统而落在像面上位置 (x', y') ,在无噪声时它就

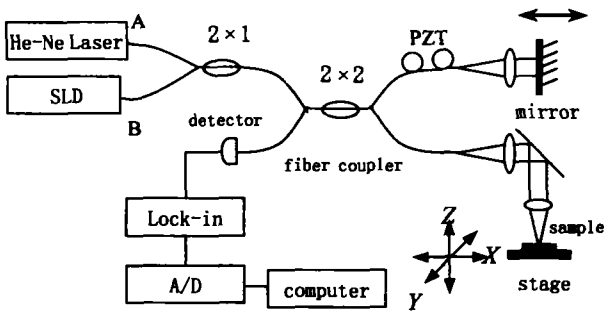


图1 光学相干层析仪原理图

Fig.1 Scheme of optical coherence tomography

是归一化的点扩散函数 $h(x, y; x', y')$, 设物面光强分布为 $f(x, y)$, 像面光强分布为 $g(x', y')$, 则经典的像就是 $g(x', y')$:

$$g(x', y') = f(x, y) \otimes h(x, y; x', y'). \quad (1)$$

即物面光强与成像系统点扩散函数的卷积^[5]. Monte Carlo 模拟成像时, 先以概率 $f(x, y)$ 产生一个随机的物面光子位置 (x_i, y_i) , 然后以条件概率 $h(x, y; x', y')$ 产生一个随机的物面光子位置 (x'_i, y'_i) , 将这一过程重复足够多次, 即得累积像 $g(x', y')$.

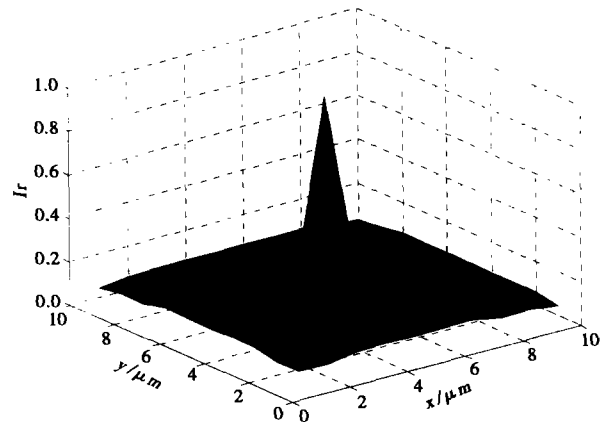
对于图像重建问题, 则是通过已知的 $h(x, y; x', y')$ 和 $g(x', y')$, 用发出一个个光子的办法来累积出一个物 $f(x, y)$. 首先从物面上随机选取格元 (x_i, y_i) , 让它发出一份光子包 Δo . 同时, 建立一个规则来判定 (x_i, y_i) 发出是否合理, 若合理, 就给 (x_i, y_i) 累计 Δo ; 若不合理, 则不累计. 将这一过程重复足够多次, 即得累积物 $f(x, y)$. 通常使用 Frienden 提出的下述规则^[5]: 每从物面 (x_i, y_i) 发出一份 Δo , 就让它按照点扩散函数以连续分布的方式添加在像面上. 以 $g_1^{(k)}, g_2^{(k)}, \dots, g_M^{(k)}$ 表示经过 k 次合理添加后的累计像, 下标 $1 \dots M$ 表示像素点, M 为最后一个像素点. 然后作下一次的发射, 即从物元 (x_i, y_i) 再发出一个 Δo 得到一个新的累计像, 对于第 m 个像素有:

$$g_m^{(k+1)} = g_m^{(k)} + \Delta o h_{m_j}. \quad (m = 1, 2, \dots, M) \quad (2)$$

h_{m_j} 为物元 (x_i, y_i) 光子包 Δo 经点扩散函数在第 m 个像素的分布. 再求出 $g_m^{(k+1)}$ 与已知的像数据 g_m 之比:

$$r_m = \frac{g_m^{(k+1)}}{g_m}. \quad (m = 1, 2, \dots, M) \quad (3)$$

并找出诸 r_m 中的最大者, 设为 r_i . 同时在模拟程序中存在一个可调的最小值 r_0 , 只要 $r_i \leq r_0$ 则这次发射合理. r_0 的含义是, 如将 r_0 值取得更小, 则从任何 (x_i, y_i) 发射皆将不合理. 这样同时发射 Δo , 并调节

图2 归一化的点扩散函数 I_r Fig.2 normalized point spread function I_r

r_0 , 直到 r_0 达到某一个预定值停止计算, 便可得到 Monte Carlo 恢复像 $f'(x, y)$, 模拟的次数越多, 恢复像 $f'(x, y)$ 越接近真实的物 $f(x, y)$.

2.2 点扩散函数的确定

成像过程可以分为光在生物组织中的传播和通过光学仪器系统的传播, 总的点扩散函数为这两过程的点扩散函数的卷积并以前者为主, 忽略后者, 则只需确定光通过生物组织的点扩散函数, 这可以通过 Monte Carlo 模拟光在生物组织中的传播确定. 我们使用 Libong Wang 的程序^[6]进行模拟, 模拟所使用的参数为 $\mu_a = 2.7 \text{ cm}^{-1}$, $\mu_s = 187 \text{ cm}^{-1}$, $g = 0.82$ ^[7], 得到的归一化的点扩散函数如图 2 所示.

3 结果

利用我们研制的 OCT 系统^[8], 获得一幅 100×140 像素 ($500 \mu\text{m} \times 700 \mu\text{m}$) 的猪肉组织纵切图, 该猪肉组织位于猪皮下 1 mm , 深色区对应较弱的 OCT 信号, 浅色区对应较强的 OCT 信号, 图像处理前分辨率为 $25 \mu\text{m} \times 25 \mu\text{m}$, 如图 3(a) 所示. 经处理后分辨率提高到 $5 \mu\text{m} \times 5 \mu\text{m}$, 如图 3(b) 所示.

为了获得清晰的图像, 实际处理过程中, 首先对原始图像进行了二次立方插值, 插值后图像为 200×280 像素, 能够更好的利用点扩散函数的精度. 计算机对该图像的处理过程经过 255 次迭代, 需要 1 min (P III 633 处理器).

4 讨论

对于有噪声的像, 通常的去卷积处理方法把真实的像和噪声合在一起用点扩散函数逆变换回去, 而实际上噪声是随机地加在像上的, 本来就没有经

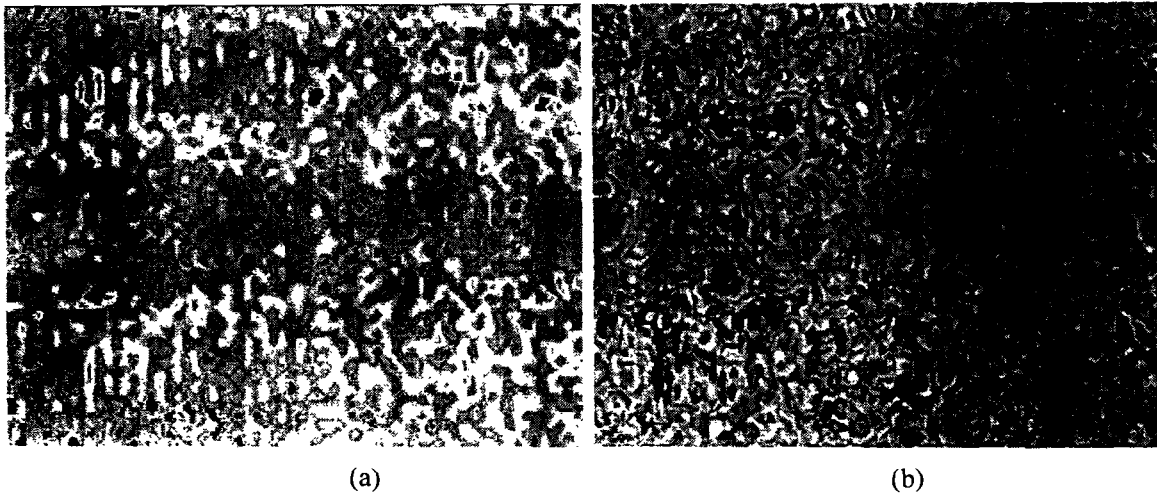


图3 猪肉组织的 OCT 纵切图(a)和恢复图(b)
Fig. 3 Original image of porcine tissue by OCT (a) and the reconstructed image(b)

过光学系统的点扩散函数的变换,因此有可能出现某些点恢复后光强为负值的不合理情况^[5]. 而用 Monte Carlo 模拟进行恢复,能够保证恢复后的图像每点光强不为负,也就是说在一定程度上压低了噪声. 通过 Monte Carlo 模拟光在生物组织中的传播,可以判断处理前图像的分辨率接近光源的相干长度(25 μm),处理后提高到与步长相当的程度(5 μm),如果增加图像的像素,缩短步长,图像的分辨率将能够得到进一步提高.

REFERENCES

- [1] GAO Feng, NIU Han-Ben, ZHANG Huan-Wen. Application of generalized pulsppectrum technique to the image reconstruction in optical computerized tomography. *Acta Photonica Sinica* (高峰,牛憨笨,张焕文. 求解光学 CT 图象重建问题的广义脉冲谱技术研究. *光子学报*), 1998, 27(8): 679—688
- [2] SUN Fei, XUE Ping, GAO Jian-Song, et al. The Reconstruction of Optical Coherence Tomography Image. *Acta Optica Sinica* (孙非,薛平,高瀚松,等. 光学相干层析成像的图像重建. *光学学报*), 2000, 20(8): 1043—1046
- [3] GUO Hai-Feng, YANG Kang. The Best Perturbation Method in Optical Computer Tomography Image Reconstruction. *Chinese Journal of Scientific Instrument* (郭海峰,杨康. 求解光学 CT 图像重建问题的最佳摄动量法, *仪器仪表学报*), 2001, 22(Supplement 2): 411—412
- [4] Fujimoto James G. Optical coherence tomography. *Optical and Acoustical Imaging of Biological Media*, 2001, 2(IV): 1099—1111
- [5] QI Kang-Nan, QIN Ke-Cheng, CHENG Lu. *Introduction to Statistical Optics*. Tianjin: Nankai University Press (戚康男,秦克诚,程路. 统计光学导论. 天津:南开大学出版社), 1987
- [6] WANG Lihong, Jacques Steven L, Zheng Li Qiong. MCML—Monte Carlo Modeling of light transport in multi-layered tissue. *Computer Methods and programs in biomedicine*, 1995, 47: 131—146
- [7] Tuchin V V, Jtz S R, Yaroslavsky I V. Tissue optics, light distribution, and spectroscopy. *Optical Engineering*, 1994, 33(10): 3178—3188
- [8] WANG Xin-Yu, ZHANG Chun-Ping, ZHANG Lian-Shun, et al. OCT system using 1300nm light source. *Photoelectronics · Laser* (王新宇,张春平,张连顺,等. 1300nm 光学层析成像. *光电子·激光*), 2001, 12(5): 500—502