

激光相干层析成像的光散射模拟计算*

谌 一 薛 平 袁 韬 陈 炜 陈 颀 延

(清华大学现代应用物理系单原子分子测控教委开放实验室, 北京 100084)

摘 要 利用低相干光作为光源的光学相干层析技术是一种新型成像技术。本文利用蒙特-卡罗 (Monte-Carlo) 模拟计算方法研究了该技术在不同的散射条件下, 相干调制信号随散射系数的变化关系, 得出了单次散射和多次散射的差别以及它们对成像质量的影响, 并进一步讨论了利用单次散射和多次散射信号, 提高光学相干层析术图像清晰度和信号强度的方法。还研究了光束半径大小对成像分辨率的影响及变化过程, 得出对实验有指导意义的结果。

关键词 光学相干层析, 光散射效应, 蒙特-卡罗模拟计算。

1 引 言

在光学低相干反射测量基础上发展出来的光学相干层析技术(OCT), 由于它在医学、生物、材料^[1-7]等领域的重要应用, 近年来发展迅速。目前, 在实验工作方面, 已经能获得微米量级的空间分辨率的层析成像, 而且也给出了前所未有的动态时间分辨图像。利用小型化光纤探头以及快速扫描技术^[2-3], 已经得到了生物组织的活体层析图; 将光学相干层析术成像与多普勒技术相结合^[4], 可以同时监测成像空间结构和速度分布情况; 而研究偏振、双折射在光学相干层析术系统中的应用^[8, 9]以及不同波长对成像质量的影响^[7]等工作也在积极地进行。

但光学相干层析术技术在理论研究方面的工作却相对不足, 实验工作缺乏理论指导。目前理论上主要利用蒙特-卡罗模拟方法^[10]模拟光子在介质中的运行或采用光学相干函数法进行理论推导^[11]。特别是前者可以避免较为复杂的数学演算, 并具有灵活、可编程实现、适应性强等特点, 可直接对实际的光学相干层析术成像过程进行真实、有效的模拟, 包括光子在不同介质中的传播过程、改变实验参数可能造成的影响等。本文正是运用这种方法, 建立了一个模拟计算程序, 并验证了其正确性, 在此基础上得出了一些对实验有指导性意义的计算结果。

2 光学相干层析术系统工作原理

如图 1 所示, 光学相干层析术系统的主要构成是一个光纤迈克尔逊干涉仪。低相干光源

* 清华大学单原子分子测控研究中心和清华大学青年基金资助课题。

收稿日期: 1997-12-15; 收到修改稿日期: 1998-03-30

(超亮发光二极管或超短光脉冲激光器)发出的低相干光与 He-Ne 激光器发出的激光耦合后进入干涉仪。He-Ne 激光作调节准直和聚焦用。经过 2×2 的光纤耦合器之后,激光分别进入放有反射镜的参考端和放有被测样品的信号端。反射镜反射回来的光(参考光)与样品的背向散射光(信号光),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。光学相干层析术利用相干长度极短的光源获得层析分辨。由于来自样品不同深度的散射信号具有不同的相位延迟,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相干。扫描参考臂,便可获得层析图像。与参考臂光程相差一个相干长度的信号光不能与参考光发生干涉,于是就没有信号。可以看出,层析分辨率直接由光源的相干长度确定。光学相干层析术的参考臂有一相位调制器,通过调制参考光和信号光的相位,得到二者的外差信号。在光学相干层析术中,调制的方法有很多种,常用的是压电陶瓷驱动使光纤伸缩调制,或参考臂匀速扫描引入多普勒频率调制。总之,保证参考光与信号光频率有固定的差异,通过测量二者的外差信号,来获取光学相干层析术图像。

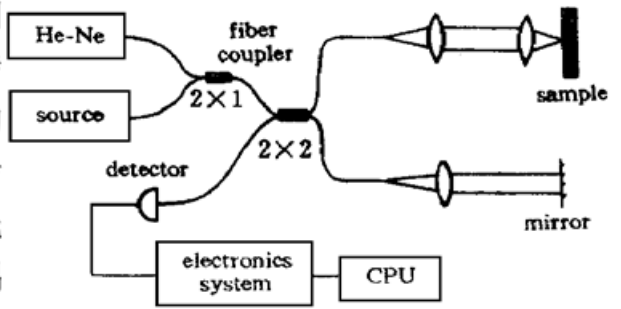


Fig. 1 Schematic of OCT instrumentation

3 理论分析

理论推导的结果表明,在多项散射后仍保持相干性的假设条件下,散射信号与参考信号相干的结果为^[10]:

$$I_d(L_r) = I_s + I_r + 2 \sqrt{I_r I_s} \int_{-\infty}^{+\infty} \sqrt{R(L_s)} \exp[-4(\Delta L/L_c)^2] \cos(2\pi/\lambda) \Delta L dL_s$$

式中 I_d 为探测到的相干信号, I_s 为从样品端返回的信号光, I_r 为反射回来的参考光, L_s 、 L_r 分别为信号光和参考光的光程, $\Delta L = L_s - L_r$ 为它们的光程差, L_c 为光源的相干长度, λ 为入射光的中心频率,对半高宽为 $\Delta\lambda$ 的光源,其相干长度 $L_c = (4 \sqrt{\ln 2/\pi})(\lambda^2/\Delta\lambda)$, $R(L_s) = [dI_s(L_s)/dL_s]/I_s$ 称为与路程相关的漫反射率,其物理意义是具有相同光程的光子数密度,是决定相干调制信号的关键。蒙特卡罗模拟方法的主要目的也是为了计算这个量。

4 蒙特-卡罗模拟过程

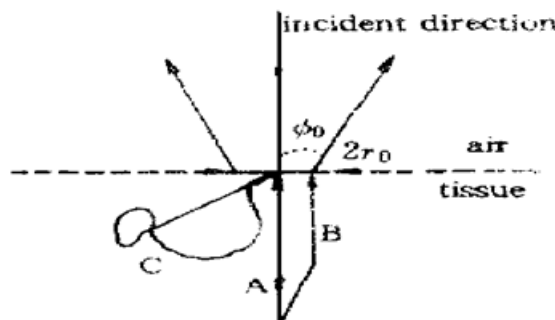


Fig. 2 Schematic describing light transport. A: single scattered light, B: least scattered light, C: multiply scattered light

蒙特-卡罗模拟的基本原理^[10]就是追踪每个光子的轨迹,从而计算出散射光强随光程的分布。如图 2 所示,每个光子都从零光程开始进入介质,然后模拟它们的散射和吸收过程:通过引入随机数,模拟产生散射、吸收光程,并根据米氏(Mie)散射原理,由 Henyey-Greenstein 函数^[13]计算出散射角,并记录下总的散射光程。重复上述过程,直到出现以下情况:1) 光子走过的总光程大于所需探测的范围;2) 光子从入射表面处出射;3) 光子被吸收了。记下每个符合出射

条件(满足出射孔径限制等)的光子所走过的光程,便可得出出射光强随光程的分布了。

5 模拟计算结果

5.1 经典散射理论

根据经典散射理论,光子经过多次散射之后由于消偏振将失去相干性,只有单次散射或散射次数较少的光子才保持相干性。为此,研究了不同散射次数下的 $R^{1/2}(L)$ 的分布情况。假设是均匀介质,其主要参数为:各向异性系数 $g = 0.83$, 折射率 $n = 1.37$, 吸收系数 $\mu_a = 0.1 \text{ cm}^{-1}$ 。从图 3 上可以看出,散射系数较小的情况下,在 10 mm 长的光程范围内,多次散射和低次散射的结果差别很小,而当散射系数变大的时候,两者之间的差别变得十分明显。这说明在散射系数较小时,多次散射的影响可以忽略,只需采取考虑前几次散射的计算模型,便能得出较为合理的结果。随着散射系数的增加,计算结果表明多次散射对 $R^{1/2}(L)$ 的影响越来越大,从而影响成像结果,这与实验的结论^[12, 14]相同。由于为了简化计算,没有考虑散射会改变光子的偏振状态等复杂因素,所以在高散射系数的条件下,即使采用多次散射的计算模型进行模拟,也不能完全用来解释实验结果,还需要进一步完善计算模型。

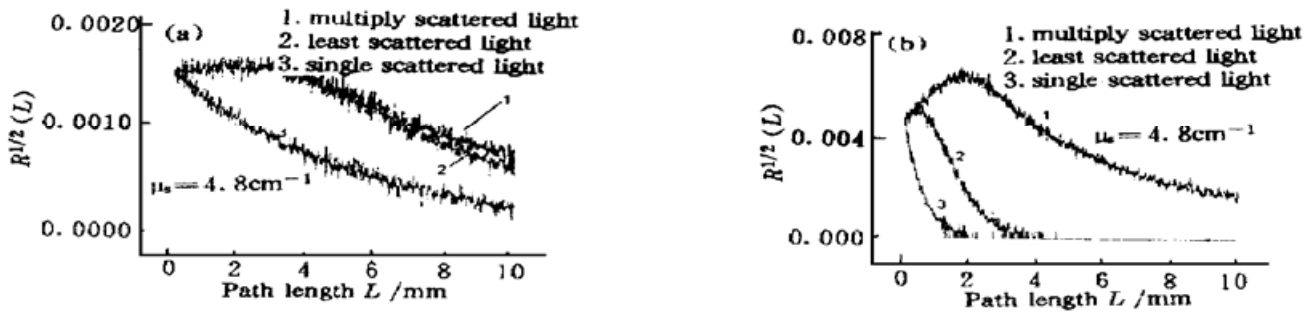


Fig. 3 The comparison of different scattered light. (a) Low scattering coefficient, (b) High scattering coefficient

5.2 信号光收集范围的变化对成像结果的影响

考虑到信号光收集范围的变化对成像结果可能带来的影响,计算了出射光强在样品表面的分布,结果如图 4 所示,其中横坐标 r 代表出射位置与入射点的距离,纵坐标 I 为样品表面处单位面积内散射光的相对光强。结果表明,离入射点越近的地方,单次散射的光强越强,并且更接近多次散射的结果,即在入射位置附近出射的光子大部分都只经过单次散射,而偏离入射位置,单次散射光子所占的比例迅速减小,且散射系数低的时候,单次散射光强随 r 的衰减要慢一些。可见,为了减小多次散射对成像的影响,可尽量限制信号光的接受面积,

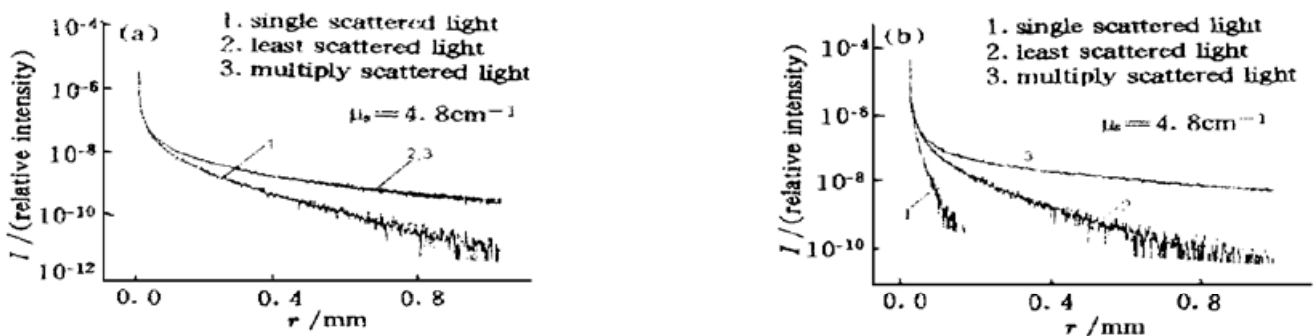


Fig. 4 The distribution of scattered light with r . (a) Low scattering coefficient, (b) High scattering coefficient

使单次散射的光强所占比例增大, 当然这会使收集到的总光强减小, 对光学相干层析术系统的信噪比提出了更高的要求。

5.3 光束半径对成像的影响

前面的模拟假设光子是从一点入射, 而实际的光束都是存在一定的半径。假定光子入射的位置在坐标原点附近满足高斯分布, 且垂直入射。为了分析光束半径对成像的影响, 本文计算了横向分层的均匀介质模型, 仅散射系数 μ_s 有差别, 其他参数均不变。如图 5, 计算了光束中心分别从 $y = 0$ 附近入射的情况, 从 $y = -35 \mu\text{m}$ 到 $y = 35 \mu\text{m}$, 每步移动 $10 \mu\text{m}$, 图 6 列出了光束半径分别为 $5 \mu\text{m}$ 、 $15 \mu\text{m}$ 、 $50 \mu\text{m}$ 的三种情况。

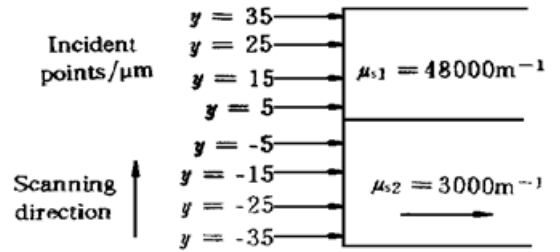


Fig. 5 Two layers model

从图上看, 当光束半径小于横向移动距离 $10 \mu\text{m}$ 时, 如 $5 \mu\text{m}$, 入射位置从介质 1 变到介质 2, $R^{1/2}(L)$ 的值会产生一个明显的跃变, 这说明它清楚地辨认出分界面位于 $y = -5 \mu\text{m}$ 到 $y = 5 \mu\text{m}$ 之间, 达到了 $10 \mu\text{m}$ 以内的分辨率。而当光束半径不断变大时, $R^{1/2}(L)$ 从介质 1 过渡到介质 2 的变化越来越平缓, 当光束半径大到 $50 \mu\text{m}$ 的时候, 已经难以辨别分界面了。这说明要实现较高的横向分辨率, 既需要有精细的横向扫描控制, 同时对光束聚焦有较高的要求。

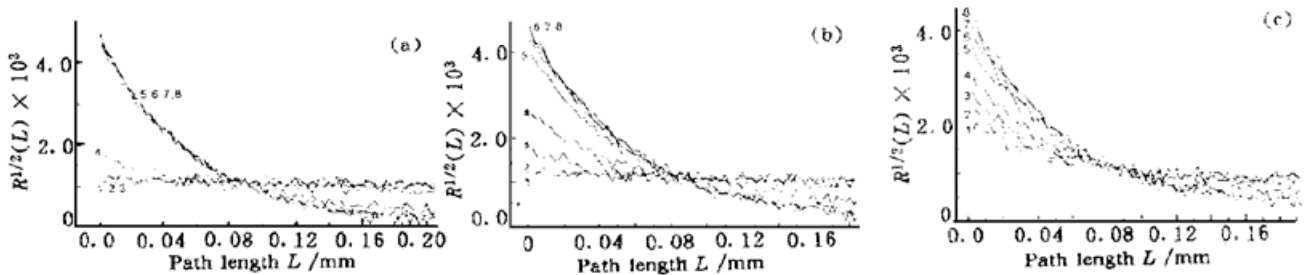


Fig. 6 The change of signal with beam radius. (a) $5 \mu\text{m}$; (b) $15 \mu\text{m}$; (c) $50 \mu\text{m}$. Incident point (μm) 1: $y = -35$; 2: $y = -25$; 3: $y = -15$; 4: $y = -5$; 5: $y = 5$; 6: $y = 15$; 7: $y = 25$; 8: $y = 35$

结 论 从前面的讨论中可以看出, 本文建立的这个光学相干层析术系统的蒙特-卡罗模拟计算模型是正确、合理的。不同散射系数下多次散射对成像结果的影响会有很大的变化, 并与实验结果一致。另外, 还得到了散射光强在样品表面的分布, 指出实验中如希望减小多次散射对成像质量的影响, 可尽量减小信号光的收集面积, 以保证单次散射光子所占比例。最后还模拟计算了光束聚焦好坏对光学相干层析术图像横向分辨率的影响的变化过程, 对实验工作有一定的指导意义。

作者感谢与加州大学 Beckman 激光研究所 Zhongping Chen 博士和麻省理工学院 Fujimoto 教授的有益讨论, 作者还要感谢李家明院士在计算过程中的帮助。

参 考 文 献

[1] Huang D, Swanson E A, Lin C P *et al.*, Optical coherence tomography. *Science*, 1991, **254**(5035) : 1178~ 1181

[2] Tearney G J, Brezinski M E, Bouma B E *et al.*. In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence

- tomography. *Science*, 1997, **276**(5321) : 2037~ 2039
- [3] Tearney G J, Boppart S A, Bouma B E *et al.*. Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography. *Opt. Lett.*, 1996, **21**(7) : 543~ 545
- [4] Wang X J, Milner T E, Chen Z *et al.*. Measurement of fluid-flow-velocity profile in turbid media by the use of optical Doppler tomography. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(1) : 144~ 149
- [5] Devaraj B, Kobayashi M, Usa M *et al.*. First demonstration of laser computed tomography of human tooth by coherent detection imaging. *Electron. Lett.*, 1995, **31**(11) : 874~ 876
- [6] Chan K P, Yamada M, Devaraj B *et al.*. Optical imaging through highly scattering media by use of heterodyne detection in the 1.3 μm wavelength region. *Opt. Lett.*, 1995, **20**(5) : 492~ 494
- [7] Bashkansky M, Duncan M D, Kahn M *et al.*. Subsurface defect detection in ceramics by high-speed high-resolution optical coherent tomography. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(1) : 61~ 63
- [8] Hee M R, Huang D, Swanson E A *et al.*. Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging. *J. Opt. Soc. Am (B)*, 1992, **9**(6) : 903~ 908
- [9] de Boer J F, Milner T E, van Gemert M J C *et al.*. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography. *Opt. Lett.*, 1997, **22**(12) : 934~ 936
- [10] Pan Y T, Birngruber R, Rosperich J *et al.*. Low-coherence optical tomography in turbid tissue: theoretical analysis. *Appl. Opt.*, 1995, **34**(28) : 6564~ 6574
- [11] Schmitt J M, Knuttel A, Yadlowsky M *et al.*. Optical-coherence tomography of a dense tissue: statistics of attenuation and backscattering. *Phys. Med. Biol.*, 1994, **39**(10) : 1705~ 1720
- [12] Schmitt J M, Knuttel A, Bonner R F. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(30) : 6032~ 6042
- [13] Motamedi M, Rastegar S. Light and temperature distribution in laser irradiated. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(10) : 2230~ 2235
- [14] Pan Y T, Birngruber R, Engelhardt R. Contrast limits of coherence-gated imaging in scattering media. *Appl. Opt.*, 1997, **36**(13) : 2979~ 2983

Simulation of Light Scattering in Optical Coherence Tomography

Chen Yi Xue Ping Yuan Tao Chen Wei Chen Dieyan

(Department of Physics and Center of Atomic and Molecular Science, Tsinghua University, Beijing 100084)

(Received 15 December 1997; revised 30 March 1998)

Abstract Optical coherence tomography (OCT) using low-coherence light as the source is an new technique in the field of imaging. By the method of Monte Carlo simulation, the coherent signal under different scattering conditions, the difference between single scattering and multiply scattering and its influence on imaging are discussed. Farther, we outline a method to utilize the difference to enhance the image sharpness and signal intensity. The influence of the incident beam diameter on the imaging resolution is dynamically studied to get a helpful conclusion to the experiment.

Key words optical coherence tomography, light scattering effect, Monte-Carlo simulation.