

藕断面光学相干层析成像

宋桂菊 王向朝 张莲英 张位在 任宏武 方祖捷

(中国科学院上海光机所 上海 201800)

提要 以光纤迈克尔逊干涉仪为主体,相干长度 $25\ \mu\text{m}$ 的超辐射管为光源,用光电倍增管和锁相放大器探测,建立了一种相干门层析成像装置,此装置具有三维扫描成像能力,检测灵敏度可达 90 dB。用此装置测量了对生物样品藕横向和纵深方向扫描的后向散射光,得到藕的纵深方向的断层像。

关键词 光学相干层析成像,相干门,干涉信号

1 引 言

目前所用各种成像技术如 X-ray 计算层析成像(XCT)、核磁共振成像、超声波成像^[1]等在医学上已获得广泛应用,每种技术由自身设计原理,决定了其不同的分辨率和探测深度,用于探测不同的生理特性。本文报道了利用光学相干层析成像技术对生物组织内部结构进行非侵入断面成像的实验研究结果。

低相干光和超短脉冲激光光源都可用于生物组织内部结构和功能参数的测量。从生物组织中传输或散射的光包含了光子飞行时间的信息,它依次携带着组织内部微结构的生物医用光学参数信息,这种时间分辨的方法已成功地应用于生物组织吸收和散射系数的探测研究,如飞秒激光脉冲用于眼和皮肤的特性研究^[2],以及飞秒二次谐波交叉相关时间门用于掩藏组织的探测^[3]。使用低相干光源的反射式层析成像技术也成功地用于视网膜等眼结构^[4]和其他组织^[5]的成像研究。但区别于时域技术,低相干反射计不使用昂贵的超短脉冲光源,而使用连续光源,也取得了很好的分辨率和探测灵敏度。David Huang 等^[6]首次把这一技术用于人眼视网膜细微结构和冠状动脉壁结构的成像,获得了成功。Schmit 等^[7]将之用于生物组织光学特性参数的测量,也取得了很好的效果。

2 实验原理

光在混沌介质中传输后,将被散射和吸收,并因此而改变光的强度、相干性和偏振。吸收是由于介质原子或分子各能级之间的电子跃迁,可以选择合适的入射光波段来大大减少吸收,本文选用波长为 850 nm 的宽带超辐射管作光源,大大减少了吸收。散射则是由组织的微结构振动引起,根据入射光子被散射次数的多少可分为三种类型的光子:弹道光子、蛇形光子和散射

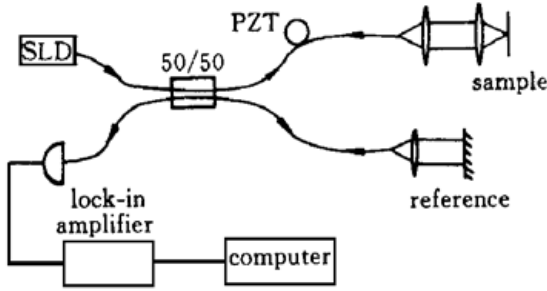


图 1 OCT 装置图

Fig. 1 Schematic of optical coherence tomography

光子。弹道光子无散射地穿过介质,保留了相干性,并带着散射介质内部大量的信息。散射光子被多次散射,仅带有散射介质的少量信息,丢失了光子的初始特性,特别是相干性。蛇形光子经历少数几次散射,在以入射方向为轴的小角度范围内传输,保留了入射光子的大部分特点,带有一部分介质结构的信息。相干门方法利用三种光子不同的相干特性选通携带散射介质信息的弹道光子和蛇形光子成像。其核心部分是一个光纤 Michelson 干涉仪,如图 1 所示。光源输出耦合进单模光纤,被 3 dB 的耦合器等分成两路。

一路经 PZT 调制后,由透镜共焦系统聚焦在样品上,另一路经透镜扩束照在高反射镜上作为参考光。分别从样品臂和参考臂返回的两束光在耦合器中重新会合,并当两臂光程差在光源相干长度内时,样品臂的弹道光 and 蛇形光与参考臂发生干涉,干涉信号经内置隔直流电路的光电倍增管放大和锁相放大器后,由计算机采集和处理。选用宽带超辐射管作光源,则由于光源的低相干性,当两臂光程不匹配时,干涉信号迅速下降^[8],从而提高了系统的纵向分辨率。样品臂采用的共焦系统,也提高了系统纵向分辨率,因为只有从焦点处返回的后向散射光才能被系统接收。样品放在共焦系统的焦平面上,分别作沿入射光方向和垂直入射光方向的纵向和横向扫描。这种二维扫描测量数据直接记录下了组织对入射光的散射情况关于样品中各深度和横向位置的函数。结果数据列阵可直接看成是灰度级或伪彩色图。这样,有别于 X-射线计算成像和核磁共振成像,光学相干层析成像技术不需要进行大量图像重构的计算。

文献[9]已证明,光学相干层析成像系统沿样品纵深方向的成像具有卷积性质,即输出测量信号是样品纵深结构和光源自相干函数的卷积,是一个线性平移不变系统,即

$$v(l) = [r(l) \cos(2\pi l/\lambda + \theta)] \otimes g(l/c)$$

其中, $v(l)$ 为输出测量信号对样品介质纵向深度的函数, $r(l)$ 为样品散射介质的散射系数(公式中考虑弱吸收情况,有吸收时情况一样)对深度的函数, $g(l/c)$ 为光源光谱的自相关函数。可见,光源的光谱函数导致信号平滑,掩埋了样品突变结构。因此有必要对记录的扫描数据关于光源光谱的自相关函数进行逆卷积,消除光源的影响,获得样品的细微结构。

3 实验结果

实验所用光源为干涉长度为 $25 \mu\text{m}$ 的超辐射管,工作在出射功率 $18 \mu\text{W}$ 的状态,本系统使用了光电倍增管和锁相放大器,灵敏度较高,可达到 90 dB 左右。实验所用样品为带有中空小孔的藕块,其形状示意图如 2(a) 所示,入射光沿垂直小孔方向照射,纵深方向扫描深度 1.4 mm,横向扫描范围 5 mm。图 2(b) 为记录下来的灰度图,与实物比例为 10:1。沿无中空的纵深方向,由于深度的增加,焦平面上样品后向散射光在返回接收端时受到的衰减越来越大,所以探测信号越来越弱,直至完全探测不到。当焦平面位于中空部分时,无后向散射光。随着焦平面纵深推移到中空部位的表面,则再次到达组织部位,尽管两侧实心部分已因为超过最大探测深度而探测不到后向散射,但中空部分对光几乎无衰减,后向散射光还可以探测得到。实验所使用的相干长度为 $25 \mu\text{m}$ 的超辐射管的发光光谱为 Gauss 函数,其自相关函数也是 Gauss 函

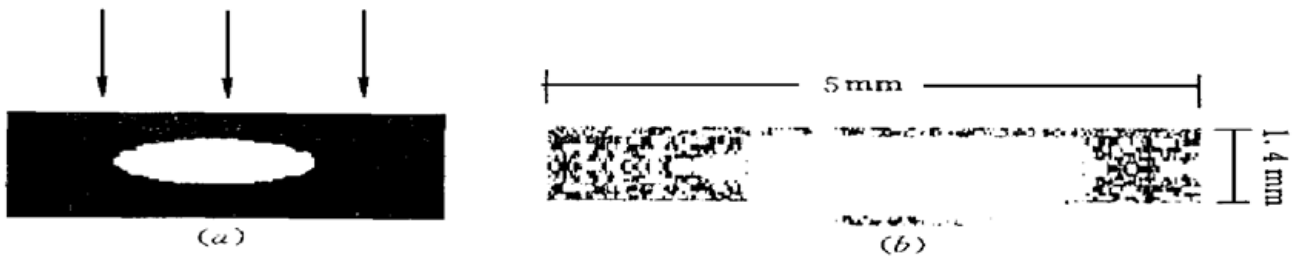


图2 样品图示

(a) 样品藕示意图; (b) 样品藕光学相干层析像灰度图

Fig. 2 Sample picture

(a) Schematic of the lotus root sample;

(b) A longitudinal sectional image of the lotus root sample by optical coherence tomography

数。根据实验原理部分的叙述, 将所记录的纵向扫描干涉信号图 3 (a) 关于 Gauss 光源的自相关函数进行解卷积后, 得到图 3 (b) 的结果。与原信号对比, 很明显, 解卷积后图形变得更加尖锐, 信号各峰值代表样品某一位置不同深度后向散射较强位置的干涉信号。

4 讨 论

越高的输入功率导致越大的信号强度和探测深度, 若功率增加到 $200 \mu\text{W}$ (ANSI 光照射安全标准^[8]), 则更有利于其他散射较小的生物组织, 特别是人体组织的测量, 从而让光学相干层析成像系统真正用于医学诊断。在对生物样品成像时, 散射介质使入射的大量光子多次散射^[7], 无法参与干涉提供信息, 反而形成噪声, 减小了信噪比, 也阻止了组织精细结构的检测。本系统的纵向分辨率取决于光源的相干长度, 横向分辨率取决于光源的光斑大小。但是, 光源功率的不稳定也直接影响分辨率, 另外实验条件的稳定性也是一个因素。光学相干层析成像是一种光学方法, 大量的光学特性可用于组织结构和成分的确。有关组织光谱方面的特性, 可换用发光波段不同的光源或波长可调谐的光源进行实验。

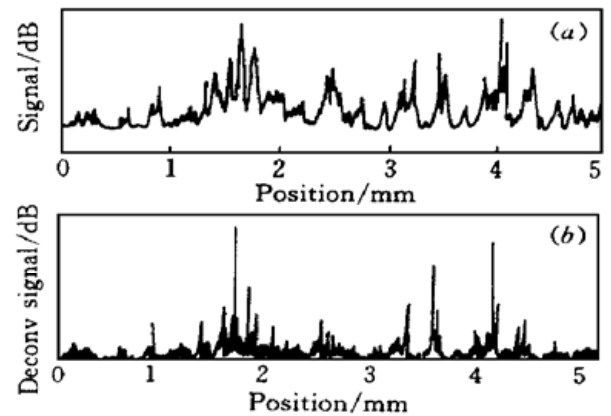


图3

(a) 干涉信号; (b) 干涉信号逆卷积

Fig. 3

(a) The interference signal; (b) The deconvolution result of the interference signal

参 考 文 献

- 1 S. Webb. The Physics of Medical Imaging. Bristol: Institute of Physics Publishing, 1988
- 2 J. G. Fujimoto, S. De Silvestri, E. P. Ippen *et al.*. Femtosecond optical ranging in biological systems. *Opt. Lett.*, 1986, **11**(3): 150~ 152
- 3 Zhang Weili, Zheng Xuemei, Xing Qirong *et al.*. Imaging towards optical coherent tomography through highly scattering medium by using femtosecond SHG cross-correlation time-gating. *Chinese J. Lasers* (中国激光), 1997, **B6**(6): 556~ 562 (in English)
- 4 A. F. Fercher, K. Mengedoht, W. Werner. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. *Opt. Lett.*, 1988, **13**(3): 186~ 188
- 5 D. Huang, J. Wang, C. P. Lin *et al.*. Micro-resolution ranging of cornea anterior chamber by optical

- reflectometry. *Lasers Surg. Med.*, 1991, **11**(5): 419~ 425
- 6 D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin *et al.*. Optical coherence tomography. *Science*, 1991, **254**(11): 1178~ 1181
- 7 J. M. Schmitt, A. Knuttel, R. F. Bonner. Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(30): 6032~ 6041
- 8 S. K. Gayen, R. R. Alfano. Biomedical imaging techniques. *Opt. & Photon. News*, 1996, **7**(3): 17~ 22
- 9 Zeng Shaoqun, Luo Qingming, Liu Xiande *et al.*. On the coherence transfer function of the optical coherence tomography system. *Acta Optica Sinica* (光学学报), 1996, **16**(3): 340~ 344 (in Chinese)

Optical Coherent Tomography about Lotus Root

Song Guiju Wang Xiangzhao Zhang Lianying Zhang Weizai
Ren Hongwu Fang zujie

(Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, The Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800)

Abstract The longitudinal section image of a sample which is a part of the lotus root was obtained by an OCT system which is made of a fiber optical Michelson interferometer, a super luminent diode, the coherent length of which is only 25 μm , as the source, a photomultiplier tube and a lock-in amplifier as the detection scheme. The system's detection sensitivity is 90 dB.

Key words optical coherent tomography, coherent door, interference signal