

# 时间分辨投影成像术的成像分辨率 的理论研究\*

陈 敏 陈建文 徐至展

(中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

**摘 要** 从漫射近似理论出发, 详细讨论了漫射投影系统的透射光斑的点扩散函数与时间门的时间分辨率、探测器的有限大小、生物组织的厚度以及积分时间的关系。

**关键词** 成像分辨率, 时间分辨投影术, 生物组织。

## 1 引 言

近年来, 用近红外光对混浊介质特别是生物组织进行光学成像的研究已成为一个令人感兴趣的课题<sup>[1-4]</sup>。对人体进行成像的技术有 X 射线层析术等。然而 X 射线对人体有一定的损伤作用, 而近红外光对人体的损伤相对就小得多, 因而可以进行非侵入性和无损伤检测。另外, 某些软组织对 X 射线的吸收系数相差不大, 而对于近红外光其光学参数的差异则较大。然而, 生物组织相对近红外光是一种高度散射的介质, 一个皮秒量级的光脉冲入射到组织中, 其透射脉冲的脉宽可扩展为几千皮秒, 极大地限制了成像的分辨率。研究表明可以将细束光脉冲透过生物组织后的透射光分成三种类型: 弹道光, 蛇行光和漫射光。弹道光是未经散射的光, 其传播路径沿着入射光的传播方向; 蛇行光是散射次数相对较少的光, 而且每次散射都是小角散射, 因而平均之后其传播路径可认为也是接近直线传播; 漫射光包含了经过多次大角散射的光, 在成像时漫射光成为本底噪声覆盖在图像上, 极大地降低了像质。

由于弹道光、蛇行光和漫射光在生物组织中的传播路径长短不同, 因而其传播的时间也不同, 可以用一个时间门把先到达探测器的光(即弹道光和蛇行光)与随后到达的漫射光区分开来以用于生物组织的透射投影成像。采用类似 X 射线的多角度投影就可发展成为时间分辨层析术用于三维成像。目前常用的时间门有条纹相机、克尔门、全息门及各种电子门等。另外也可用受激拉曼散射、二次相关截面法及各种光学非线性现象等作为时间门。电子门的时间分辨率为 80 ps, 条纹相机的时间分辨率可达到 2 ps~ 30 ps, 克尔门的时间分辨率可达 8 ps 等。

时间分辨投影术成像分辨率的好坏直接决定了其应用前景。目前已经进行了一些对时间分辨层析术的分辨率限制的理论和实验研究<sup>[5-7]</sup>。Gandjbakhche 等人用随机行走模型计算了

\* 国家自然科学基金资助项目。

收稿日期: 1996-09-26; 收到修改稿日期: 1997-09-29

分辨极限<sup>[8]</sup>。DeHaller 等人用蒙特卡罗方法计算了时间分辨层析术的成像分辨率<sup>[9]</sup>。本文从漫射近似理论出发, 利用系统漫射光斑的点扩散函数讨论了时间门的时间弛豫、探测器的有限大小对系统的成像分辨率的影响、以及成像分辨率与组织的厚度和积分时间等的关系。

## 2 理 论

时间分辨层析术的示意图如图1所示。描述光在生物组织中传播的一个有效的理论是漫射近似理论<sup>[10]</sup>。假定光能流率  $\Phi(r, t)$  满足漫射方程

$$\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} \Phi(r, t) - D \nabla^2 \Phi(r, t) + \mu_a \Phi(r, t) = S(r, t) \tag{1}$$

其中  $D = \{3[\mu_a + (1 - g)\mu_s]\}^{-1}$  为组织的漫射系数,  $\mu_a$  为组织的吸收系数,  $\mu_s$  为组织的线性散射系数,  $g$  为散射角的平均余弦值,  $c$  为光在生物组织中的速度。  $S(r, t)$  为光源函数。对于各向同性的点源,  $S(r, t) = \delta(0, 0)$ 。在满足  $\mu_a \ll (1 - g)\mu_s$  的情况下, Patterson 等人得到了无限细光脉冲透过生物组织后的时间点扩散函数 (TPSF)<sup>[10]</sup>

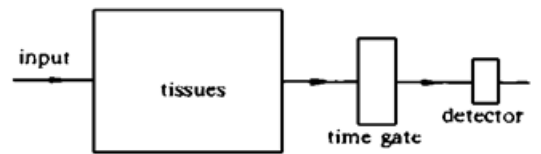


Fig. 1 Diagram of time resolved tomography

$$T(r, t) = (4\pi Dc)^{-3/2} t^{-3/2} \exp(-\mu_a ct) \exp\left(-\frac{\rho^2}{4Dct}\right) G(d, t) \tag{2}$$

$$G(d, t) = \sum_{n=1, k=2n-1}^{\infty} \left[ (kd - z_0) \exp\left[-\frac{(kd - z_0)^2}{4Dct}\right] - (kd + z_0) \exp\left[-\frac{(kd + z_0)^2}{4Dct}\right] \right] \tag{3}$$

其中  $z_0 = [(1 - g)\mu_s]^{-1}$ ,  $d$  为组织的厚度。一般取(3)式的前四项已足够。由于时间门的关系, 探测器检测到的是一段时间( $t_{gate}$ ) 内的透射光的总光强。因此(2)式可改写为

$$T(r) = \int_0^{t_{gate}} T(r, t) R(t) dt \tag{4}$$

$R(t)$  为时间门的时间响应函数, 理想的时间门响应应具有如下形式

$$R(t) = \begin{cases} 1 & t \leq t_{gate} \\ 0 & t > t_{gate} \end{cases} \tag{5}$$

实际的时间门有一个响应弛豫, 设其响应函数为

$$R(t) = \begin{cases} 1 & t \leq t_{gate} \\ 1 - S(t - t_{gate}) & t_{gate} < t \leq t_{gate} + 1/S \\ 0 & t > t_{gate} + 1/S \end{cases} \tag{6}$$

其中参数  $S$  是与时间门的时间分辨率有关的一个特性常数。

理想的探测器应是点探测器, 实际的探测器总是有一定大小的, 设探测器的孔径函数为

$$D(r) = \begin{cases} 1 & r \leq r_0 \\ 0 & r > r_0 \end{cases} \tag{7}$$

则总的点扩散函数  $F_{PSF}$  为

$$F_{PSF} = T(r) \otimes D(r) \tag{8}$$

其中符号  $\otimes$  表示卷积。

### 3 结 果

时间分辨投影术的横向成像分辨率可近似认为等于系统的点扩散函数的半高半宽值。设组织的吸收系数  $\mu_a = 0.0025 \text{ mm}^{-1}$ , 组织的散射系数  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$ ,  $g = 0.9$ , 组织的折射率为1.4。这些参数与人体乳房组织的参数相同。可用数值解法来求得其相应的成像分辨率。

从图2可以看出, 系统的成像分辨率与积分时间有关, 积分时间越短, 漫射光的影响越小, 成像分辨率就越好。这是很容易理解的, 积分时间越小, 意味着探测到的光的平均传播路径越短, 散射次数越少, 越接近共轴传播, 漫射光的影响越小。对于2 cm 厚的组织, 当积分时间小于100 ps 时, 分辨率优于5 mm 是可能的。然而, 当积分时间很小时, 探测器探测到的光强就很弱, 这时信噪比将显著降低。另外图2还表示了时间门的时间响应对成像分辨率的影响。由于时间门具有一定的响应时间, 使得总的积分时间增加, 从而降低了分辨率。尤其对于小的积分时间, 响应时间越长, 分辨率越差。然而过分提高时间门的时间分辨率不能有效提高成像分辨率, 当积分时间超过500 ps 时, 10 ps 的时间响应系统对成像分辨率的影响可以忽略。

图3表示了探测器的有限大小对成像分辨率的影响。正如预料的那样, 由于探测器具有有限大小的孔径, 从而使系统的成像分辨率变差。当成像分辨率为亚厘米量级时, 探测器的有限大小对分辨率的影响不能忽略。从图3可以看出, 增大探测器的半径相当于增加了积分时间。为改善成像分辨率, 一个可行的方法是增加一个低通滤波器<sup>[11]</sup>。另外, 附加一个共焦扫描系统也可有效地改善成像分辨率<sup>[7]</sup>。

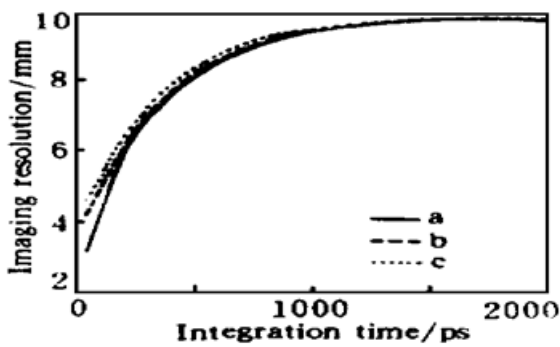


Fig. 2 Effects of the response of time gate on image resolution. The resolution shown as a function of integration time. Curve a: ideal time gate; Curve b:  $S = 0.01 \text{ ps}^{-1}$  and Curve c:  $S = 0.02 \text{ ps}^{-1}$ . The characteristics of tissue are  $d = 20 \text{ mm}$ ,  $\mu_a = 0.0025 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$  and  $g = 0.9$ . The detector is a point detector

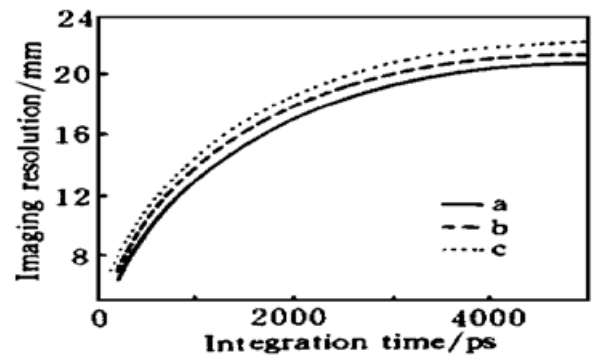


Fig. 3 Effects of aperture of detector on image resolution. The resolution shown as a function of integration time. The radius of detector  $R_0 = 2 \text{ mm}$  (Curve a),  $1 \text{ mm}$  (Curve b) and  $0$  (Curve c). The tissue characteristics are  $d = 50 \text{ mm}$ ,  $\mu_a = 0.0025 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$  and  $g = 0.9$

组织的厚度对成像分辨率也有很大的影响。组织越厚, 散射的程度越大, 在相同的积分时间下, 成像分辨率变坏如图4所示。对于可达到的探测水平, 组织越厚, 要求积分时间越长。实际的探测器能探测到的光强与入射光强的最大比为 $10^{-15}$ <sup>[5]</sup>, 则对于2 cm 厚的组织, 其最小的积分时间为60 ps, 对应的分辨率约为3.4 mm, 而对于5 cm 厚的组织, 其最小的积分

时间为350 ps, 对应的分辨率为约9 mm(探测器的半径为0.5 mm)。Liu<sup>[12]</sup>等人的研究表明在组织厚度为2 cm 时可得到亚厘米的分辨率, 这与本文的计算结果相符。另外当积分时间超过某一值时, 分辨率趋于一个极限, 这是因为这时探测器探测到的光强大部分是漫射光。

DeHaller 和 Depeursinge 用蒙特卡罗方法计算了2 cm 厚的乳房组织的分辨率<sup>[13, 14]</sup>, 结果表明其最高的成像分辨率可达3 mm, 他们的实验结果表明其成像分辨率在3 mm~ 10 mm 之间, 取决于积分时间。这与图5的结果是一致的。

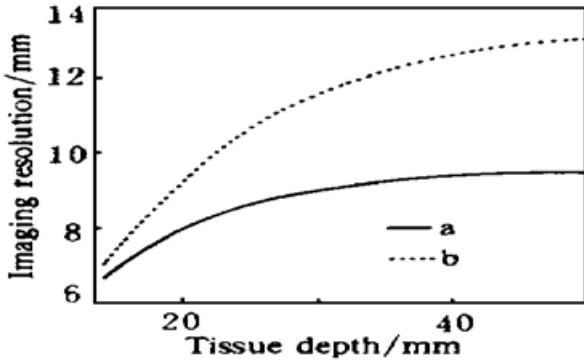


Fig. 4 Plots of imaging resolution as a function of tissue depth with identical integration time. The integration time is 500 ps (Curve a) and 1000 ps (Curve b) respectively. The detector is a point detector and the time gate is ideal

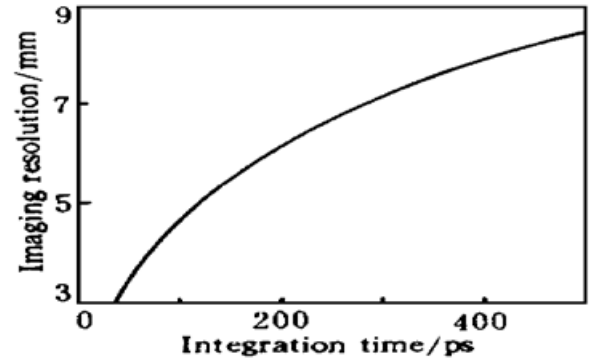


Fig. 5 Plot of imaging resolution as a function of integration time. The radius of detector is 0.5 mm and the time gate is ideal. The tissue characteristics are  $d = 20$  mm,  $\mu_a = 0.0025$  mm<sup>-1</sup>,  $\mu_s = 10$  mm<sup>-1</sup> and  $g = 0.9$

## 4 讨 论

成像的分辨率对于光学成像系统来说是一个很重要的参数。本文利用漫射近似理论计算了时间分辨投影术的成像分辨率, 探讨了时间门的时间响应、探测器的孔径大小对分辨率的影响以及分辨率与组织厚度和积分时间的关系等。结果表明, 由于组织散射的影响, 时间分辨投影术的成像分辨率是很差的, 约3 mm~ 10 mm。这取决于积分时间和组织的厚度。积分时间越短, 成像的分辨率越好, 然而其信噪比降低。提高探测器的灵敏度等价于减小积分时间, 有助于提高成像的分辨率。改善时间门的时间分辨率可以改善系统的成像分辨率, 这在积分时间很短时尤为重要。另外, 本文没有考虑入射脉冲的脉宽对成像分辨率的影响, 因为几皮秒的脉宽对于积分时间(几十到几百皮秒)来说可以忽略。

## 参 考 文 献

- [1] J. C. Hebden, R. A. Kruger, K. S. Wong, Time resolved imaging through a highly scattering medium. *Appl. Opt.*, 1991, **30**(7) :788~ 794
- [2] D. Huang, E. A. Wwanson, C. P. Lin *et al.*, Optical coherence tomography. *Science*, 1991, **254** (5035) :1178~ 1181
- [3] L. Wang, P. P. Ho, X. Liang *et al.*, Kerr-Fourier imaging of hidden objects in thick turbid media. *Opt. Lett.*, 1993, **18**(3) :241~ 243
- [4] M. D. Duncan, R. Mahon, L. L. Tandersley *et al.*, Time gated imaging through scattering media using stimulated Raman amplification. *Opt. Lett.*, 1991, **16**(23) :1868~ 1869
- [5] J. A. Moon, R. Mahon, M. D. Duncan *et al.*, Resolution limits for imaging through turbid media

- with diffuse light. *Opt. Lett.*, 1993, **18**(19) ·1591~ 1593
- [6] P. Naulleau, D. Dilworth, E. Leith *et al.*, Resolution-enhanced detection of moving objects embedded within scattering media using time-gated speckle methods. *Appl. Opt.*, 1996, **35**(16) ·3065~ 3067
- [7] Ye Chen, Characterization of the image resolution for the first-arriving-light method. *Appl. Opt.*, 1994, **33**(13) ·2544~ 2552
- [8] A. H. Gandjbakhche, R. Nossal, R. F. Bonner, Resolution limits for optical transillumination of abnormalities deeply embedded in tissues. *Med. Phys.*, 1994, **21**(1) ·185~ 191
- [9] E. B. de Haller, C. Depeursinge, Simulation of time resolved breast transillumination. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1993, **31**(1) ·165~ 170
- [10] M. S. Patterson, B. Chance, B. C. Wilson, Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissues optical properties. *Appl. Opt.*, 1989, **28**(12) ·2331~ 2336
- [11] M. Shih, E. Leith, Spatial filtering of first-arriving light. *Appl. Opt.*, 1995, **34**(8) ·1310~ 1313
- [12] F. Liu, K. Yoo, R. Alfano, Ultrafast laser-pulse transmission and imaging through biological tissue. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(2) ·554~ 558
- [13] E. Dehaller, C. Depeursinge, Time resolved breast transillumination: Monte Carlo simulation and comparison with experimental results, in Photon Migration and Imaging in Random Media and Tissues. *Proc SPIE*, 1993, **1888** ·191~ 200
- [14] E. Dehaller, C. Depeursinge, Time resolved breast trans-illumination: comparison of theoretical and experimental image resolution, in Quantification and Localization Using Diffuse Photons in a Highly Scattering Medium. *Proc. SPIE*, 1993, **2082** ·2~ 9

## Imaging Resolution of Time Resolved Tomography in Tissues

Chen Ming      Chen Jianwen      Xu Zhizhan

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

(Received 26 September 1996; revised 29 September 1997)

**Abstract** Resolution of time resolved imaging in tissues is calculated by using point spread function (PSF) with a diffusion model. The effects of temporal resolution of time gate, finite aperture of detector on image resolution are discussed in detail. Image resolution is also calculated as a function of depth of tissues and integration time.

**Key words** image resolution, time resolved tomography, tissue.