

文章编号: 0253-2239(2001)01-0068-04

散射介质成像中的时间门研究*

王建岗 王桂英 徐至展

(中国科学院上海光学精密机械研究所, 上海 201800)

摘要: 研究了用蒙特卡罗方法模拟均匀散射介质中含有光学性质不同的小球时, 漫反射信号随时间的变化, 当小球和激励源的相对位置不同时随时间变化的漫反射曲线也不同, 利用这种漫反射信号的差异同时结合时间门技术可以对散射介质中一定深度的物体成像。结论表明成像对比度与时间门的开始时刻和时间门宽度有直接关系, 针对小球投影位置漫反射信号的强和弱, 分别用半宽度点和最大强度的 80% 点作为小球边界位置的判断。

关键词: 漫反射; 散射介质; 成像; 时间门

中图分类号: O432.2 文献标识码: A

1 引 言

由于生物医学成像和诊断的传统技术都存在一定的局限性^[1], 人们一直在寻找一种无损、安全、便宜、紧凑的生物医学的成像方法。人体组织如皮肤和大脑等在红外和近红外(700 nm~1300 nm)存在透射窗口, 可以进行组织的光谱检测和成像, 因此利用红外和近红外波段的光进行生物组织的成像、诊断和检测是国际上的一个热门领域, 而且正在取得飞速发展^[2]。由于生物组织是高散射介质, 因此研究散射介质中的成像很有意义。光子在散射介质中传播可以分为没有经过散射或散射次数较少的弹道光子、蛇行光子以及散射次数较多的漫射光子。时间门技术依据光子经过散射介质后到达探测器的时间不同而加以区分, 弹道和蛇行光子到达时间早, 而漫射光子到达时间晚。Alfano 和 Wang^[3,4] 用克尔时间门和傅里叶克尔门结合超短脉冲激光器获得了放在人乳房组织 3.5 mm 和鸡胸脯组织 3 mm 后的黑白条纹像, 从此以后人们围绕着时间门技术作了很多研究工作^[5-11]。但是由于生物组织的高散射性, 光子在生物组织传播到一定深度时, 蛇行光子和弹道光子占的份额已经少到不能探测, 因此不得不用漫射光子来成像。本文提出可以用漫反射强度结合时间门技术提取组织内一定深度的信息, 并且用蒙特卡罗模拟实验验证了这一点, 详细分析了时间门对漫反射信号成像的影响。

2 蒙特卡罗模拟实验

蒙特卡罗方法可以灵活考虑边界条件和复杂几何结构的非均匀散射介质, 除了对光子模型的假设以外没有引入其它的近似条件, 所以它是一个广泛应用的较为理想的模型。Wang 和 Jacques^[13] 实现了柱面坐标的空间三维网格, 我们加上时间维的网格, 开辟了四维网格的存储数组, 这样就可以全面地研究光子在散射介质中传播的时间和空间特性^[14]。

首先通过蒙特卡罗方法模拟了解当均匀散射介质中含有光学性质与之不同的物体时对光子传播的影响, 蒙特卡罗模拟实验采用的几何结构和坐标如图 1 所示。

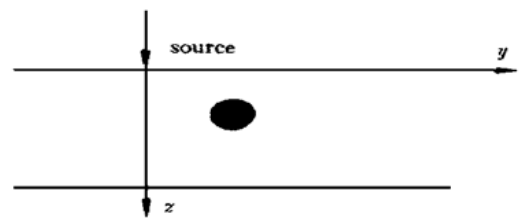


Fig. 1 The geometrical structure for Monte Carlo simulation

模拟实验中, 假设物体为一个吸收系数和散射系数与周围均匀介质不同的圆球, 它们的折射率 n 和相函数余弦平均值 g 因子相同。均匀介质的折射率取为 1.55, 散射系数为 150 cm^{-1} , 吸收系数为 0.035 cm^{-1} , g 因子为 0.9, 厚度为 1.5 cm, 取小球的吸收系数为 0.5 cm^{-1} , 散射系数为 15 cm^{-1} , 由于生物组织光学参数的复杂性^[16], 介质的光学参数参照文献[2]选取, 另一方面, 由文献[15]可知道癌组织的吸收系数为正常组织的 10 倍左右, 它的散射系数比正常组织小 10 倍左右, 据此选取小球的光学参

* 国家自然科学基金重点基金资助项目(项目批准号: 69637030)。

收稿日期: 1999-08-23; 收到修改稿日期: 1999-12-13

数。我们研究小球的横向位置不同时对漫反射时间响应函数的影响,进一步分析时间门对成像的影响。

小球的几何特征为 $x = 0, z = 1.5 \text{ mm}$, 半径 $r = 1 \text{ mm}$ 。激励源在坐标原点, 小球开始从左向右扫描, 步长为 0.5 mm , 相当于小球处在原点不动, 激励源从右向左扫描, 在每个位置通过蒙特卡罗模拟得到表面的漫反射时间响应曲线, 比较时间响应曲线的不同从而对小球成像, 当小球和激励源的相对位置不同时, 会引起时间响应曲线的变化, 因此利用较早时间到达的漫射光子结合时间门也能进行成像。图 2 为小球在两个不同位置 $y = 0$ 和 $y = 5 \text{ mm}$ 处漫反射时间响应曲线, 从虚线看出最大的差值出现在 $t = 15 \text{ ps}$, 此时间点附近作为时间门的开始时刻较好。

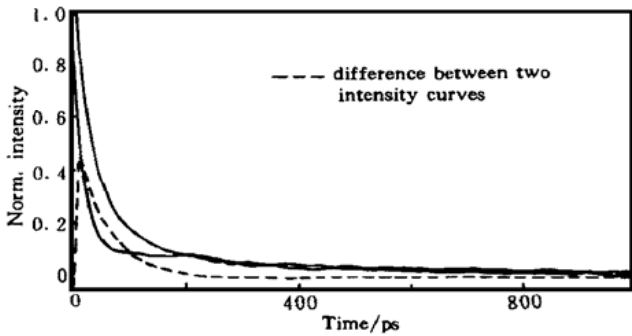


Fig. 2 Change of the temporal response of the diffusive reflection with the lateral position of the sphere

图 3 所示为时间门的开始时刻对对比度的影响, 时间门宽度 $\Delta t = 850 \text{ ps}$ 。

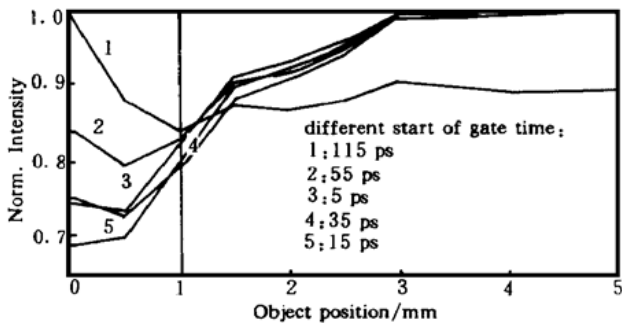


Fig. 3 Influence on the contrast of start-of-gate time (time gate width $\Delta t = 850 \text{ ps}$)

从图 3 看出, 时间门的开始时刻在 $5 \text{ ps} \sim 35 \text{ ps}$ 时对对比度较好, 其中 15 ps 时有最好的对比度, 它们曲线的形状也相似, 可以作为较好的时间门开始时刻。随着时间门开始时刻的延后, 曲线形状发生了变化, 在 55 ps 时对对比度变差, 在 115 ps 时小球在 0 位置附近的强度由大变小, 若用强度大作为小球位置的探测, 小球位置仍然可分辨。

图 4 所示为时间门宽度对对比度的影响, 时间

门开始时刻 $t = 15 \text{ ps}$ 。从图 4 看出, 时间门宽度越小, 经过小球边界位置 (1 mm) 处直线的斜率变得越陡, 从曲线 1 和曲线 4 可明显看出这一点。因此时间门宽度小有较好的分辨率和对比度; 但随着时间门宽度的减小, 探测信号的绝对强度也会减小, 信噪比减小, 因此时间门宽度的选择是一个权衡的问题。

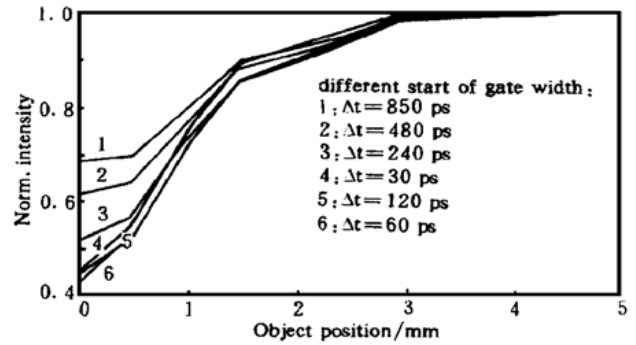


Fig. 4 Influence on the contrast of time gate width (start-of-gate time $t = 15 \text{ ps}$)

从图 3 曲线 1 可以看出, 当时间门开始时刻在 115 ps 时小球中心位置的漫反射信号变得亮起来, 我们进一步研究这种情况。图 5 为几种不同时间门开始时刻和不同时间门宽度的情况比较, 看出在时

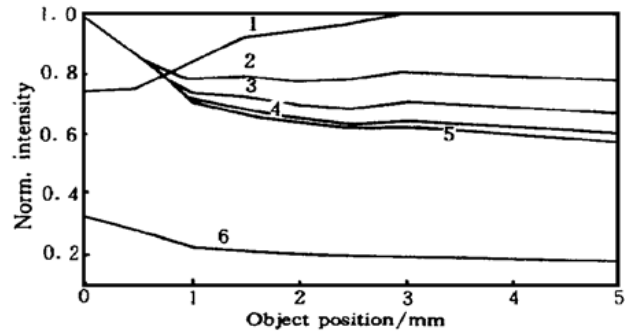


Fig. 5 Comparison of lightness and darkness of diffusive reflection in the sphere projection surface area

间门开始时刻较早时, 小球中心位置漫反射信号暗, 这明显由于存在吸收系数大的小球而引起; 另外, 由于小球的存在改变了附近的平均散射系数和吸收系数, 小球的散射系数小于均匀介质的散射系数而吸收系数大于均匀介质的吸收系数, 这使得漫反射信号的峰值延后拖尾延长^[12], 因此从图 2 可以明显看出, 在大约 200 ps 附近差值信号由正变负, 表明小球位置漫反射信号由暗变亮, 这一点可以从图 5 的曲线 2、3、4、5 明显看出, 随着时间门开始时刻的延后图 2 中负差值信号的影响加大, 使得曲线有更好的对比度(见图 5 曲线 5), 时间门开始时刻太早, 从图 2 看出, 差值信号趋近零, 对比度会减小(见图 5 曲线 6), 最后减小到不可分辨。

3 小球的边界分辨和对比度

从图 5 及有关的其它图上, 可以看到一些折点的存在, 这是因为移动步长太粗, 增加一倍模拟点将移动步长取为 0.25 mm, 从以上分析知道在小球位置漫反射信号的亮或暗直接影响漫反射强度曲线形状, 表现为有两种典型的漫反射强度曲线形状, 下面针对这两种不同的曲线形状讨论小球的边界分辨和对比度。

图 6 是移动步长 0.25mm 时图 5 曲线 1 和用 origin5.0 软件中的玻尔兹曼型 S 曲线拟合结果, 它的半宽度点 $x_0 = 1. (1520 \pm 0.120)$ mm, 对比度 $C = (A_2 - A_1)/(A_2 + A_1) = 0.1823$, 因此可以用半宽度点作为小球边界的位置。

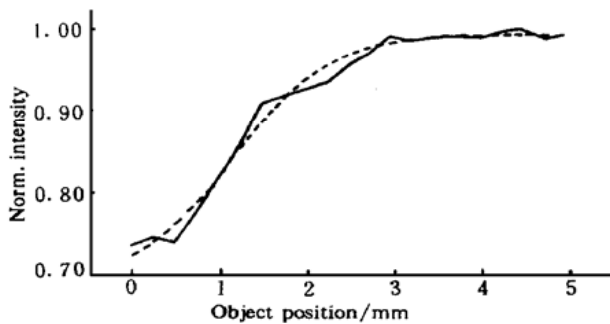


Fig. 6 Change of the diffusive reflection intensity with the lateral position of the sphere (start-of-gate time: 5 ps, time gate width: 980 ps)

图 7 是图 5 曲线 5 的类似处理结果。它的半宽度点 $x_0 = (0.40692 \pm 0.177)$ mm, 而它最大强度的 80% 点在 $x_1 = 1.01452$ mm, 小球半径 $r = 1$ mm, 因此如果用半宽度点则小于小球半径, 但用最大强度的 80% 点作为边界位置却是合适的, 它的对比度为 0.3267。

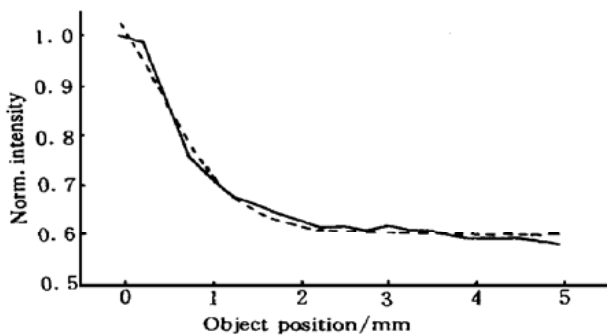


Fig. 7 Change of the diffusive reflection intensity with the lateral position of the sphere (start-of-gate time: 445 ps, time gate width: 500 ps)

从这两类典型曲线的分析结果可看出, 当小球位置漫反射信号弱成像时, 边界位置用半宽度点判

断较合适, 这时的成像对比度受时间门开始时刻和时间门宽度影响较大, 如用图 4 曲线 6 的条件成像时, 对比度大约提高到 0.38; 小球位置漫反射信号强成像时, 边界位置用最大强度的 80% 点判断较合适, 从图 5 看出, 对比度依然受时间门宽度和时间门开始时刻的影响。对比度和分辨率在散射介质的成像中是紧密相连的两个量, 分析表明对比度好意味着成像分辨率高, 反之亦然。

结论 当光子穿过一定深度的介质时, 不得不用漫射光子成像, 漫反射信号结合时间门技术可以获得处在散射介质一定深度处物体的像, 时间门的开始时刻和时间门宽度直接影响成像的对比度。当时间门开始时刻较后时, 漫反射强度随物体横向位置的变化曲线表现出不同的形状, 判断小球的边界要根据两类典型的漫反射曲线形状分别采用半宽度点和最大强度的 80% 点。

参 考 文 献

- [1] Gayen S K, Alfano R R. Emerging optical biomedical imaging techniques. *Opt. & Photonics News*, 1996, 7 (3): 16
- [2] Yodh A, Chance B. Spectroscopy and imaging with diffusing light. *Phys. Today*, 1995, 48(3): 34~40
- [3] Wang L, Ho P P, Liu C *et al.* Ballistic 2-D imaging through scattering wall using an ultrafast Kerr gate. *Science*, 1991, 253(5021): 769~771
- [4] Wang L, Alfano R R *et al.* Fourier-Kerr imaging in thick turbid media. *Opt. Lett.*, 1993, 18(3): 241~243
- [5] Papaioannou D G, Hooft G W, Baselmans J *et al.* Image quality in time-resolved transillumination of highly scattering media. *Appl. Opt.*, 1995, 34(27): 6144~6157
- [6] Hee M R, Izatt J A. Femtosecond transillumination tomography in thick tissues. *Opt. Lett.*, 1993, 18(13): 1107~1109
- [7] Hee M R, Izatt J A, Jacobson J M *et al.* Time-gated imaging with femtosecond transillumination optical coherence tomography. *Proc. SPIE.*, 1993, 1888: 28~37
- [8] Mitic G, Kolzer J, Otto Johann *et al.* Time-gated transillumination of biological tissues and tissuelike phantoms. *Appl. Opt.*, 1994, 33(28): 6699~6709
- [9] Berg R, Jarlman O, Svanberg S. Medical transillumination imaging using short-pulse diode lasers. *Appl. Opt.*, 1993, 32(4): 574~579
- [10] Baigar E, Hauger C, Zinth W. Imaging within highly scattering media using time-resolved backscattering of femtosecond pulses. *Appl. Phys. (B)*, 1998, 67(2): 257~261
- [11] Hebden J, Wong K S. Time-resolved optical

- tomography. *Appl. Opt.*, 1993, **32**(4): 372~ 380
- [12] Das B B, Liu Feng, Alfano R R. Time-resolved fluorescence and photon migration studies in biomedical and model random media. *Rep. Prog. Phys.*, 1997, **60**: 227~ 292
- [13] Wang Lihong, Jacques S L. *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-Layered Tissues in Standard C* (University of Texas, M. D. Anderson Cancer Center, Houston, Texas, 1992)
- [14] 王建岗. 散射介质中光传播和成像. 中国科学院上海光机所. 博士后出站报告, 1999
- [15] 苏 畅. 近红外光与生物组织相互作用机理仿真及初步应用. 清华大学博士论文, 1996. p. 45
- [16] Cheong Waï Fung, Prah S A, Welch A J. A review of the optical properties of biological tissues. *IEEE J. Quantum. Electron.*, 1990, **QE-26**(12): 2166~ 2185

Study on Time-Gate in Imaging of Object in a Scattering Medium

Wang Jiangang Wang Guiying Xu Zhizhan

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

(Received 23 August 1999; revised 13 December 1999)

Abstract: By use of the Monte Carlo method, the variations of diffusive reflection with time are obtained in a scattering medium inclusive of the inhomogeneity. The variations are different when the relative position of the inhomogeneity and the light source is different. With combination of the difference and time-gate methods, the image of the sphere embedded in the depth of the scattering medium are acquired. The results not only show that the contrast of the image is directly related to the start-of-gate time and time-gate width, but also show that according to the brightness and darkness of diffusive reflection in the sphere projection area, the point of 80% or 50% of the maximum diffusive reflection intensity should be judged as the boundary position of the sphere.

Key words: diffusive reflection; scattering medium; imaging; time-gate