

一种基于强散射介质的断层重建模型

刘永川, 宋恩民, 金人超, 许向阳, 刘宏, 马光志

(华中科技大学 计算机科学与技术学院, 湖北 武汉 430074)

摘要: 简述了散射光断层成像技术及其所面临的困难, 提出了一种新的散射光断层重建模型。新模型将光在强散射介质中传播时发生的透射、散射、反射、折射、衍射等多种复杂物理过程的综合作用抽象成透射和散射两种过程, 与现有的基于辐射传输理论的模型相比, 新模型具有具有简单、直观、计算量小、重建精度较高等优点。详述了新模型的工作流程, 基于新模型设计了一种断层重建算法, 详述了算法的实现步骤。对新模型和算法进行计算机仿真实验, 描述了实验步骤, 给出了实验的结果, 验证了算法的有效性。

关键词: 散射光断层成像; 辐射传输方程; 扩散方程; 正向模型

中图分类号: TP391 **文献标志码:** A **文章编号:** 1007-2276(2014)09-3094-05

A tomographic reconstruction model for highly scattering media

Liu Yongchuan, Song Enmin, Jin Renchao, Xu Xiangyang, Liu Hong, Ma Guangzhi

(School of Computer Science and Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)

Abstract: Beginning with summarizing the technology of diffuse optical tomography and its difficulties, a new tomography model for highly scattering media was proposed. Various of complex physical processes would occur when light transported in highly scattering media, such as transmission, diffusion, reflection, refraction, diffraction, etc. All these complex physical processes were simplified into transmission and diffusion with the new model. Compared with the existing model based on radiative transfer theory, the new model is more simple, more intuitive, less amount of calculation and higher reconstruction accuracy. The work procedure of the new model was described in detail. A new algorithm of tomographic reconstruction for the model was also designed, and its implementation steps were described. The simulation experiment about the model and the algorithm is made to verify the effectiveness of the algorithm.

Key words: diffuse optical tomography; radiance transport equation; diffuse equation; forward model

收稿日期: 2014-01-04; 修订日期: 2014-02-13

基金项目: 华中科技大学自主创新基金(2172012YLQX008, 2013YLQX001); 中央高校基本科研业务费资助(HUST:CXY12Q031)

作者简介: 刘永川(1979-), 男, 博士生, 主要从事医学图像处理方面的研究。Email: yongchuan@hust.edu.cn

导师简介: 金人超(1965-), 男, 教授, 博士生导师, 博士, 主要从事医学图像处理、高性能组合优化算法方面的研究。

Email: jrc@hust.edu.cn

通讯作者: 宋恩民(1962-), 男, 教授, 博士, 主要从事生物医学图像处理。Email: esong@hust.edu.cn

0 引言

近红外光成像技术由于其对生物组织的非侵入性、能够进行功能成像等优势,在生物医学领域获得了越来越多的应用^[1-2]。20世纪70年代末,研究人员发现近红外光在强散射介质(如生物组织)中的传播方式虽然是随机的,但具有统计规律^[3]。从80年代初到90年代,B. Chance等在光子密度波成像领域的研究^[4]为近红外光断层成像理论奠定了基础。

现有的散射光断层成像方法^[5-6]大多基于辐射传输理论^[7]建立一个正向模型,通过分布在生物组织表面的 n 个近红外光源及 m 个探测器获取数据。每次探测过程只有1个光源发光, m 个探测器同时探测光强等数据。 n 个光源依次发光,总共得到 n 组数据,然后由这 n 组数据求解正向模型的逆问题。方法是先给出生物组织光学参数分布的一组初始估计值,然后由正向模型计算出 m 个探测器处光强等物理量的理论值,通过一定的算法不断调整光学参数的估计值,直到由正向模型算出的理论值与探测器实际测得的测量值足够接近,此时认为生物组织光学参数分布的估计值就是实际值,从而得到生物组织的光学参数分布图像。

常用的光源类型^[6]有三种,分别是:时间脉冲型(TRS,时域型)、光强调制型(FD,频域型)和连续波型(CW)。针对这三种类型的光源,辐射传输方程(RTE, Radiance Transport Equation)具有三种不同的形式,即:时域 RTE、频域 RTE 和直流 RTE。其中,适用于连续波型光源的直流 RTE 最为简单,但即使用它建立正向模型,其计算时间在大部分情况下,也过长,无法实用^[8]。因此,必须采用更为简洁的正向模型,以大幅提高时间效率。扩散方程(DE, Diffusion Equation)是对 RTE 的一种较好近似,因此一般以它建立正向模型。

罗斌的博士论文^[9]阐述了散射光断层重建的一些困难,如:DE 的计算规模虽然比 RTE 减少了4~6个数量级,但仍然很大;逆问题的求解是高度病态的;实际应用中,断层重建的结果要么图像质量太差,要么计算时间过长;吸收和散射系数分布的细节几乎总是不能被正确重建等。

针对强散射介质的断层重建问题,文中设计了

一种新的正向模型及断层重建算法,给出了计算机仿真实验的结果。新模型具有简单、直观等优点,计算机仿真实验表明,新方法结果具有较高的精度。

1 正向模型

对目标分层并划分网格,为方便起见,以2层模型为例描述光线的透射与散射。对于更多层模型,光线透射、散射的机制跟2层模型是一样的,只是经历的层数更多一些。如图1所示,将目标分2层,每层划分为 3×3 个网格,当光线垂直穿过第1层的中心网格时,透射一定比例(比如80%,即为该网格的透光度)的光到达第2层,并且这些光被散射到第2层的9邻域网格(图1中虚线箭头所指)。笔者认为,光线穿过每一个网格时,都经历这样的透射和散射。

对 K 层模型,令第 z 层所有网格的透光度组成一个透光度矩阵 I_z ,其中 $z=1,2,\dots,K$ 。光线进入第 z 层之前的光强分布矩阵为 J_{z-1} ,光线经第 z 层透射、散射后的光强分布矩阵为 J_z 。光线经第 z 层透射、散射后的光强用公式(1)描述:

$$J_z = J_{z-1} \cdot I_z \otimes S \quad (1)$$

式中:运算符“ \cdot ”表示矩阵点乘运算;“ \otimes ”表示矩阵卷积运算; S 是点扩散函数。

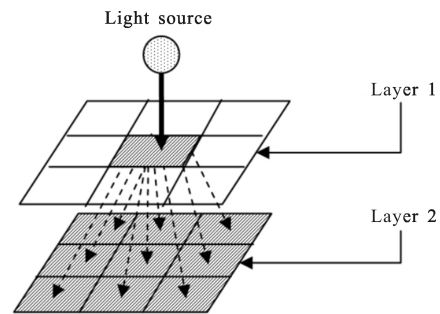


图1 正向模型示意图

Fig.1 Schematic diagram of forward model

笔者的模型只考虑光线垂直于层面照射,并且认为目标内部各处 S 是近似不变的,在断层重建之前,可以通过实验测定 S ,在重建过程中, S 是已知的。另外,在公式(1)中,当 $z=1$ 时:

$$J_1 = J_0 \cdot J_1 \otimes S \quad (2)$$

式中: J_0 是光线进入第1层之前的光强分布矩阵,也就是入射光的光强分布矩阵,它也是已知的。对于 K 层模型,如果各层透光度矩阵分别为 I_1, I_2, \dots, I_K ,那

么由公式(1)递推计算出光线经 K 层透射、散射后的光强分布矩阵 J_K , 它就是根据正向模型计算出的观察图像。

如果将光源依次从 n 个不同的位置照射介质, 就能够得到 n 幅观察图像: $J_{K(1)}, J_{K(2)}, \dots, J_{K(n)}$, 其中, 下标(n)表示光源在第 n 个位置。依据足够多的观察图像, 构造一定的算法, 不断调整 I_1, I_2, \dots, I_K 的值, 直到由公式(1)计算出的观察图像与实际测得的观察图像足够接近, 于是认为这时的 I_1, I_2, \dots, I_K 就是目标介质实际的断层图像。

2 断层重建算法

对 K 层模型, 每层有 M 行 N 列网格, 令 $I_z(x, y)$ 表示第 z 层 (x, y) 位置处网格的透光度, 透光度的取值范围为 $[0, 1]$, 采集到的观察图像为 J , 对透光度矩阵赋初始估计值 $I_z^{(0)}$, 由正向模型计算出的观察图像为 J_K , 按照一定的规则迭代更新 $I_z^{(0)}$, 使目标函数取极小值, 即:

$$\min \{E = \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N [J(x, y) - J_K(x, y)]^2\} \quad (3)$$

$$\text{s.t.} \begin{cases} 0 \leq I_z \leq 1 \\ J_z = J_{z-1} \cdot I_z \otimes S \\ z = 1, 2, \dots, K \end{cases}$$

在第 p 轮迭代中, 依次将 (x, y) 位置相同的 K 个网格的透光度 $I_1^{(p)}, \dots, I_K^{(p)}$ 视为变量, 而其余网格的透光度视为常量, 并认为 $J_K^{(p)}$ 中每个位置的值都是关于这 K 个变量的多项式函数:

$$J_K^{(p)}(x, y) = k_0^{(p)}(x, y) + \sum_{z=1}^K k_z^{(p)}(x, y) I_z^{(p)} + G^{(p)} \quad (4)$$

式中: $k_0^{(p)}(x, y), \dots, k_K^{(p)}(x, y)$ 是 $K+1$ 个待定系数; $G^{(p)}$ 表示不低于 2 次且不高于 K 次的所有项, 即 $C_K^2 + C_K^3 + \dots + C_K^K$ 项, 且每一项都有一个待定系数。令 $I_z^{(p)} = I_z^{(p-1)} + \Delta I_z^{(p)}$, 代入公式(4)得:

$$J_K^{(p)}(x, y) = k_0^{(p)}(x, y) + \sum_{z=1}^K k_z^{(p)}(x, y) (I_z^{(p-1)} + \Delta I_z^{(p)}) + G^{(p)} \quad (5)$$

对于第 p 轮迭代而言, 第 $p-1$ 轮迭代结果是常量, 即公式(5)中, $I_1^{(p-1)}, \dots, I_K^{(p-1)}$ 是常量, 而 $\Delta I_1^{(p)}, \dots, \Delta I_K^{(p)}$ 才是变量, 于是公式(5)可整理成:

$$J_K^{(p)}(x, y) = k_0^{(p)}(x, y) + \sum_{z=1}^K k_z^{(p)}(x, y) \Delta I_z^{(p)} + G^{(p)} \quad (6)$$

式中: $k_0^{(p)}(x, y)$ 为新的常数项, 它等于 $k_0^{(p)}(x, y) + \sum_{z=1}^K k_z^{(p)}(x, y) I_z^{(p-1)}$, 为方便起见, 不妨仍用 $k_0^{(p)}(x, y)$ 来表示, 即公式(6)变为:

$$J_K^{(p)}(x, y) = k_0^{(p)}(x, y) + \sum_{z=1}^K k_z^{(p)}(x, y) \Delta I_z^{(p)} + G^{(p)} \quad (7)$$

于是, 第(p)轮迭代中, 目标函数可表示为:

$$E^{(p)} = \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N [J(x, y) - k_0^{(p)}(x, y) - \sum_{z=1}^K k_z^{(p)}(x, y) \Delta I_z^{(p)} + G^{(p)}]^2 \quad (8)$$

为防止迭代过程产生震荡, 对 $I_z^{(p)}$ 的变化幅度作了一定限制, 即:

$$|\Delta I_z^{(p)}| = |I_z^{(p)} - I_z^{(p-1)}| < \varepsilon \quad (9)$$

式中: ε 取值不大于 0.005, $z=1, 2, \dots, K$ 。

公式(8)可展开成一个多项式, 由于 $\Delta I_1^{(p)}, \dots, \Delta I_K^{(p)}$ 是小变量, 不妨略去高于 2 次的项, 于是公式(8)可表示成如下 2 次多项式:

$$E^{(p)} = a_0 + \sum_{z=1}^K a_z \Delta I_z^{(p)} + \sum_{z=1}^K a_{z+K} [\Delta I_z^{(p)}]^2 + T^{(p)} \quad (10)$$

式中: $T^{(p)}$ 表示从 $\Delta I_1^{(p)}, \dots, \Delta I_K^{(p)}$ 中任选 2 个变量组合而成的二次项, 即 C_K^2 项, 它含有 C_K^2 项系数, 即公式(10)总共有 $1+2K+C_K^2$ 项系数: $a_0, a_1, \dots, a_{2K+C_K^2}$ 。对 $\Delta I_1^{(p)}, \dots, \Delta I_K^{(p)}$ 取 $1+2K+C_K^2$ 组值, 得到关于 $a_0, a_1, \dots, a_{2K+C_K^2}$ 的 $1+2K+C_K^2$ 个方程(确保它们线性不相关), 从而解出 $a_0, a_1, \dots, a_{2K+C_K^2}$, 于是 $E^{(p)}$ 与 $\Delta I_1^{(p)}, \dots, \Delta I_K^{(p)}$ 之间的函数关系也就由公式(10)确定了。采用二次规划方法求出当目标函数取极小值时的 $\Delta I_1^{(p)}, \dots, \Delta I_K^{(p)}$ 。

3 计算机仿真实验

3.1 实验方法

笔者的实验采用线光源从多个不同的位置垂直扫描目标介质。线光源是这样一种光源: 它的宽度为网格宽度的整数倍, 比如宽度为 1 个网格宽, 它的长度足够长, 以确保在长度方向上能够贯穿整个介质。

图 2 是线光源扫描示意图,其中目标介质的每一层被划分成 5×5 个网格,线光源为 1 个网格宽,图 2(a)为列扫描,图 2(b)为行扫描。

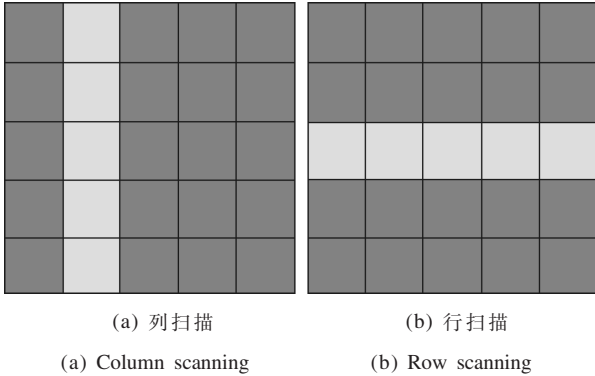
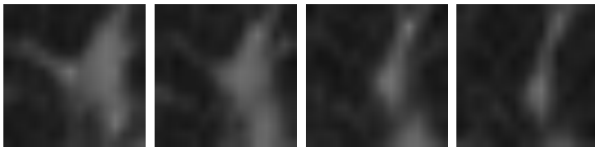


图 2 线光源扫描示意图

Fig.2 Schematic diagram of line light source scanning

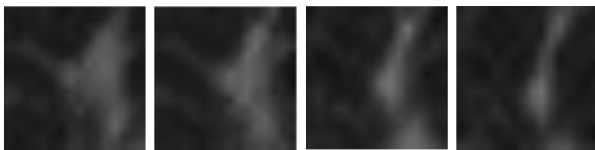
对 4 层模型进行断层重建仿真实验,实验步骤如下。

(1) 从真实的人体组织断层图片中,截取纹理比较丰富的大小为 16×16 的 4 个断层图像,作为 4 层真实断层图像,如图 3(a)所示;



(a) 第 1~4 层真实断层图像

(a) Real tomography from layer 1 to layer 4



(b) 经过 100 轮迭代得到的第 1~4 层断层图像

(b) Computed tomography from layer 1 to layer 4 after 100 iteration

图 3 仿真实验结果

Fig.3 Simulation experiment results

(2) 用宽度为 1 个网格的线光源垂直于断层面分别进行行、列扫描:首先将线光源置于目标介质之上,从上往下照射,依次扫描目标的 16 行、16 列,依据第 1 章描述的正向模型可算出 32 幅观察图像;然后将线光源置于目标介质之下,从下往上照射,依次扫描目标的 16 行、16 列,又可算出 32 幅观察图像,即总共 64 幅观察图像;

(3) 以 64 幅观察图像作为已知数据,按照第 2

章描述的算法计算出 4 个断层图像如图 3(b)所示,并与真实断层图像即图 3(a)相比较,以验证算法的有效性。

3.2 实验结果

以 $\delta=0.8$ 、大小为 3×3 的高斯模板作为点扩散函数, ε 取值 0.003,4 层模型的仿真实验结果如图 3 所示,可以看出,断层重建的结果与真实断层比较接近;目标函数值随迭代次数的变化曲线如图 4 所示,可以看出,目标函数值随迭代次数的增加而逼近于 0。

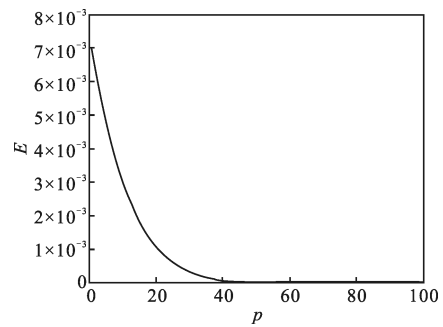


图 4 目标函数值-迭代次数变化曲线

Fig.4 Variation curve of E-p

实验程序采用 Matlab R2011a 编写和运行,在一台主频为 2.6 GHz,内存为 2 GB 的个人计算机上,迭代 100 次,耗时 1 218.052 s。

4 结论

文中针对强散射介质提出了一种新的正向模型及其断层重建算法,笔者的正向模型具有简单、直观等优点。以 4 层模型为例,通过计算机仿真实验,验证了断层重建算法的有效性。

文中的模型和算法没有限定光源必须是近红外光,也没有限定目标介质必须是生物组织。只要某种光线在某种强散射介质中的透射、散射特性能够用该模型较好地模拟,那么运用新算法应能得到较好的断层重建结果。

参考文献:

[1] Du C, Pan Y. Optical detection of brain function: simultaneous imaging of cerebral vascular response, tissue metabolism, and cellular activity in vivo [J]. *Reviews in the Neurosciences*, 2011, 22: 695.

- [2] Fantini S, Sassaroli A. Near-infrared optical mammography for breast cancer detection with intrinsic contrast [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2012, 40: 398–407.
- [3] Ishimaru A. Wave Propagation and Scattering in Random Media, vol. 2[M]. New York: Academic Press, 1978.
- [4] B Chance. Photon migration in tissues[M]. Berlin: Springer, 1990.
- [5] Arridge S R. Methods in diffuse optical imaging [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2011, (369): 4558–4576.
- [6] Durduran T, Choe R, Baker W B, et al. Diffuse optics for tissue monitoring and tomography[J]. *Reports on Progress in Physics*, 2010, 73: 076701.
- [7] Chandrasekhar S. Radiative Transfer [M]. New York: Dover Publ Inc., 1960.
- [8] Luo Bin. Performance of the models and algorithms in the image reconstruction of diffuse optical tomography [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2007. (in Chinese)
罗斌. 漫射光成像理论模型及算法的性能研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2007.