

# 基于蒙特卡罗法的组织内插光纤出射激光的传输

丁乐明<sup>1</sup>, 戴丽娟<sup>1\*</sup>, 张磊<sup>1</sup>, 钱志余<sup>2</sup>

<sup>1</sup>南通大学机械工程学院, 江苏 南通 226019;

<sup>2</sup>南京航空航天大学自动化学院, 江苏 南京 210046

**摘要** 考虑到肿瘤的形状特征以及激光间质热疗时激光的传输方式为内置光源, 首先建立了内插光纤的双层球体生物组织模型, 然后假设光子从球体中心发射, 建立了光子在组织内、球体边界及内插光纤表面的传输方式, 最后采用 Visual Studio 软件编程, 基于蒙特卡罗法对光在该组织模型中的传输进行仿真。仿真结果表明: 光纤主要对光子出射端面附近的光子的运动产生影响; 位于光子出射面下方的组织对光子能量的吸收大于出射面上方组织对光子能量的吸收; 内层球体的半径越小, 内边界的吸收值越大。与传统的蒙特卡罗方法相比, 所建模型更接近于激光间质热疗的实际情况, 对后续准确预估激光间质热疗的热毁损范围具有重要的实际意义。

**关键词** 医用光学; 生物组织; 蒙特卡罗法; 球体模型; 激光间质热疗

中图分类号 R318.51

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.0207040

## Transmission of a Laser Emitted from an Interpolated Optical Fiber in Tissue Based on Monte Carlo Method

Ding Leming<sup>1</sup>, Dai Lijuan<sup>1\*</sup>, Zhang Lei<sup>1</sup>, Qian Zhiyu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Mechanical Engineering, Nantong University, Nantong, Jiangsu 226019, China;

<sup>2</sup>School of Automation, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, Jiangsu 210046, China

**Abstract** To understand characteristic of the shapes of most tumors and the laser transmission mode as an internal light source during laser interstitial therapy, a double-layered media model in the shape of sphere with an interpolated optical fiber was established. Then, the modes of the photon transmitting in the tissue, at the boundary of the sphere, and on the surface of the inserted optical fiber were set, assuming the photons were launched at the center of the model. Finally, the photon migration in the model was simulated based on the Monte Carlo (MC) method in the Visual Studio (VS) program. The simulation results show that the optical fiber primarily affects the movements of photons that are moving near the surface from which they were launched. The energy absorption by the tissue under the photon-launching surface is greater than that in the above the surface. The absorption of the inner boundary increases with decreasing inner sphere radius. Compared with the traditional MC method, this model has more similarities with a real laser interstitial thermotherapy situation, which is of considerable practical significance for predicting the thermal damage range of laser interstitial thermotherapy.

**Key words** medical optics; biological tissue; Monte Carlo method; sphere model; laser interstitial thermotherapy

**OCIS codes** 170.3660; 030.5290

## 1 引 言

激光诱导间质肿瘤热疗法(LITT)是一种将激光通过光纤导入肿瘤内部,使局部生物组织吸收激光能量后凝结坏死的新型的肿瘤治疗技术<sup>[1-2]</sup>,具有产热效率高、升温速度快、高温热场均匀、凝固区坏

死彻底等特点,目前已在肺癌、脾脏癌等实质脏器肿瘤的治疗中得到了应用<sup>[2-5]</sup>。

激光能量在人体组织中的传输情况是合理制定激光诱导间质肿瘤热疗方案的重要依据。由于无法使用数值计算的方法直接计算出或使用仪器测量出激光能量在组织中的传输情况,因此常常使用数值

收稿日期: 2019-09-25; 修回日期: 2019-10-23; 录用日期: 2019-11-02

基金项目: 国家自然科学基金(61405098); 2017 年江苏政府留学奖学金

\* E-mail: dai.lj@ntu.edu.cn

统计的方法模拟激光能量的传输,如:文献[6-7]根据蒙特卡罗概率论原理模拟了生物组织对入射激光的吸收情况;Naglić 等<sup>[8]</sup>利用蒙特卡罗模拟法研究了不锈钢探针-组织界面对漫反射光谱的影响;Periyasamy 等<sup>[9]</sup>对组织体中的内嵌几何物体进行了蒙特卡罗模拟;张永等<sup>[10]</sup>采用改进的几何蒙特卡罗法,利用光子位置与物质界面间的几何关系在整个计算区域内计算了光子的传输;王安乐等<sup>[11]</sup>对真实前臂进行了蒙特卡罗模拟。但是,在进行激光间质热疗时,对于光在生物组织中的传输问题,传统的蒙特卡罗(MC)模型是不适用的。在激光间质热疗过程中,激光通过内置在肿瘤中的光纤发出,而传统的 MC 模型采用外置光纤的方式发射光子束,这样的方式无法将光纤对光子运动的影响考虑在内,与实际的间质热疗法有一定的差别。

根据对肿瘤进行激光间质热疗时生物组织的临床情况,本文对组织模型进行适当简化后,建立了一个内层球体为肿瘤组织、外层球体为正常组织的双层组织模型,用以模拟光束从球体中心发出后被组织吸收后的空间分布,并将其与传统 MC 模型<sup>[7]</sup>的模拟结果进行比较,总结出临床情况下激光能量的分布规律。

## 2 模型与方法

以肿瘤的激光间质热疗为研究背景,本文模型与传统 MC 模型的区别主要有两点:一是传统的 MC 模型为半无限层状组织模型,侧边界对传输的影响可以忽略不计,而本文模型为球体组织模型,球体边界会对传输产生影响;二是传统的 MC 模型为外部光源,而本文模型为内部光源,需要考虑内置光纤对光子运动的影响。为便于仿真,本文选取球体中心为笛卡尔坐标系的原点,并使光子的初始位置为(0, 0, 0)。根据传统 MC 模型的运动理论,本文重点考虑光纤附近和球体边界处光传输的计算。

### 2.1 光纤附近光传输的计算

在笛卡尔坐标系中建立了光子在光纤附近的运动,如图 1 所示,管状光纤探头的包层半径为  $r$ ,折射率为  $n_1$ ,大于  $r$  的范围内为肿瘤组织,肿瘤组织的折射率为  $n_2$ 。设光子从点  $A(x_0, y_0, z_0)$  沿  $\overline{AB}$  运动,步长为  $s$ ,在此方向上运动  $m$  ( $m < s$ ) 距离后到达光纤侧面上的点  $B(x_1, y_1, z_1)$ ,  $\overline{AB}$  的方向余弦为  $(u_{x1}, u_{y1}, u_{z1})$ , 则

$$m = [- (x_0 u_{x1} + y_0 u_{y1}) +$$

$$\sqrt{r^2 (u_{x1}^2 + u_{y1}^2) - (y_0 u_{y1} - x_0 u_{x1})^2}] / (u_{x1}^2 + u_{y1}^2)。$$

(1)

设光子在光纤附近经过反射后到达点  $C(x_2, y_2, z_2)$ , 或者经过折射后到达点  $D(x_3, y_3, z_3)$ , 折射的步长为  $(s - m) / u_t$  ( $u_t = u_s + u_a$ ,  $u_s$  为散射吸收系数,  $u_a$  为吸收系数), 反射的步长为  $(s - m)$ 。以  $O'B$  为新的  $X$  轴, 建立一个新的坐标系, 如图 1 所示, 夹角  $\theta$  为  $OX$  轴沿逆时针方向旋转到  $OB'$  的角度 ( $B'$  为  $B$  在  $XOY$  面的投影,  $0^\circ \leq \theta \leq 360^\circ$ ), 则新坐标系中的坐标  $(u'_x, u'_y, u'_z)$  及方向余弦  $(x', y', z')$  与原坐标系的坐标和方向余弦的关系为

$$\begin{cases} x'(u'_x) = x(u_x) \cos \theta - y(u_y) \sin \theta \\ y'(u'_y) = y(u_y) \cos \theta + x(u_x) \sin \theta, \\ z'(u'_z) = z + z_1, u'_z = u_z \end{cases} \quad (2)$$

式中:  $\sin \theta = -y_1 / \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$ ,  $\cos \theta = x_1 / \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$ 。设反射线  $BC$  和折射线  $BD$  在新坐标系中的方向余弦分别为  $(u'_{x2}, u'_{y2}, u'_{z2})$  和  $(u'_{x3}, u'_{y3}, u'_{z3})$ 。根据光的原理, 入射线  $AB$ 、法线  $O'B$ 、反射线  $BC$  和折射线  $BD$  位于同一平面  $P$  内, 入射角和反射角均为  $\delta_1$ , 折射角为  $\delta_2$ , 如图 2 所示,  $A', C', D'$  分别为  $A, C, D$  在  $XOY$  面上的投影, 经推导后可得关系式

$$\begin{cases} u'_{x2} = -u'_x \\ u'_{y2} = u'_y \\ u'_{z2} = u'_z \end{cases}, \quad (3)$$

$$\begin{cases} u'_{x3} = \sqrt{1 - \frac{n_1^2}{n_2^2} (1 - u_{x1}^2)} \\ u'_{y3} = \frac{n_1}{n_2} u'_{y1} \\ u'_{z3} = \frac{n_1}{n_2} u'_{z1} \end{cases}, \quad (4)$$

$$\begin{cases} x'_2(x'_3) = x'_1 + m_1 u'_{x2}(u'_{x3}) \\ y'_2(y'_3) = y'_1 + m_1 u'_{y2}(u'_{y3}), \\ z'_2(z'_3) = z'_1 + m_1 u'_{z2}(u'_{z3}) \end{cases} \quad (5)$$

$$\begin{cases} x_2(x_3) = x'_2(x'_3) \cos \theta + y'_2(y'_3) \sin \theta \\ y_2(y_3) = y'_2(y'_3) \cos \theta - x'_2(x'_3) \sin \theta. \\ z_2(z_3) = z'_2(z'_3) - z_1 \end{cases} \quad (6)$$

### 2.2 球边界处光传输的计算

如图 3 所示, 设球的半径为  $R$ , 当光子撞击到球面时, 经过两次坐标转换后, 新、旧坐标系之间的转换关系为

$$\begin{cases} x' = (x \cos \theta - y \sin \theta) \cos \alpha - z \sin \alpha \\ y' = y \cos \theta + x \sin \theta \\ z' = z \cos \alpha + (x \cos \theta - y \sin \theta) \sin \alpha \end{cases} \quad (7)$$

坐标轴第一次旋转角度  $\theta$  为  $OX$  轴沿逆时针方向水平旋转到与  $OB$  处于同一铅垂面的角度 ( $0^\circ \leq \theta \leq 360^\circ$ ), 此时  $OY$  轴随着  $OX$  轴转动,  $OZ$  轴不动,

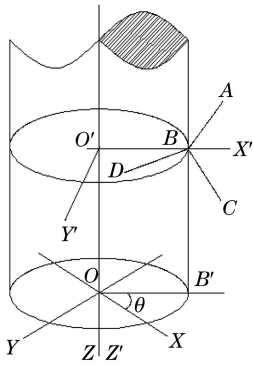


图 1 光纤侧壁坐标转换示意图

Fig. 1 Diagram of the coordinate conversion of side wall of the fiber-optical

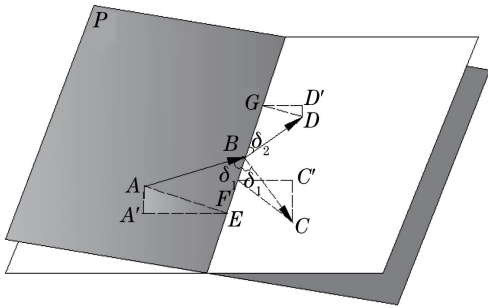


图 2 新坐标系下的入射、反射与折射

Fig. 2 Incidence, reflection and refraction in a new coordinate system

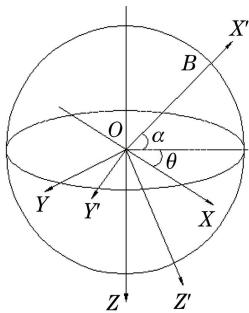


图 3 球面边界的坐标转换

Fig. 3 Coordinate transformation of sphere boundary

$\sin \theta, \cos \theta$  的计算与前面相同;坐标轴第二次旋转角度  $\alpha$  为  $OX$  轴经过第一次旋转后再沿逆时针方向垂直旋转到  $OB$  的角度( $0^\circ \leq \alpha \leq 360^\circ$ ),此时,  $OY$  轴不动,  $OZ$  轴随着  $OX$  轴转动,  $\sin \alpha = -z_1/R$ ,  $\cos \alpha = \sqrt{x_1^2 + y_1^2}/R$ . 在新坐标系下,可按公式(3)~(5)计算反射点或折射点在新坐标系中的坐标,将其再换算回原坐标的公式为

$$\begin{cases} x = (x' \cos \alpha + z' \sin \alpha) \cos \theta + y' \sin \theta \\ y = y' \cos \theta - (x' \cos \alpha + z' \sin \sigma) \sin \theta. \\ z = z' \cos \alpha - x' \sin \alpha \end{cases} \quad (8)$$

### 2.3 在光纤附近和球边界传输时的情况

如果光子运动到光纤侧表面发生折射后进入光纤内部(即  $x^2 + y^2 \leq r^2$ ),则终止对该光子的追踪,并将光子的权重计入  $A_i$ ;如果光子发生反射(即  $x^2 + y^2 > r^2$ ),则需再执行一次边界处理流程,并再次重复以上的判断。

图 4 给出了光子在球边界附近传输的几种情况。设光子的初始位置为  $M_i (i=1,2,3,4)$ ,经过一个步长的运动后到达理论位置点  $N_i$ 。在图 4(a)中的几种情况下,光子不会在球面上反射或折射,在图 4(b)中的三种情况下,光子可能会在边界处发生反射或折射。

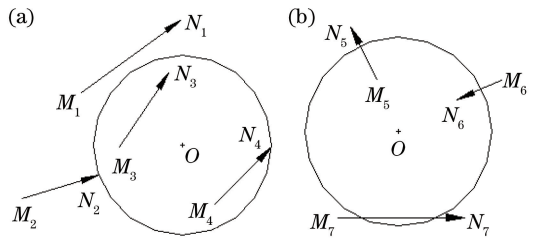


图 4 光子在球边界附近传输时的不同情况。

(a)光子不撞击球边界;(b)光子撞击球边界

Fig. 4 Different situation of photon's translation near the boundary of sphere. (a) Photon does not strike the boundary; (b) photon strikes the boundary

## 3 结 果

本文先通过 Visual Studio (VS) 软件的 Microsoft Foundation Classes(MFC)对话框系统进行设计,将组织光学参数传入本实验模型中,再利用 VS 软件对双层球组织模型在内置光纤光源下的光子吸收情况进行蒙特卡罗仿真。

### 3.1 模型参数设置

如图 5 所示,设组织模型的外层半径  $R_1$  为

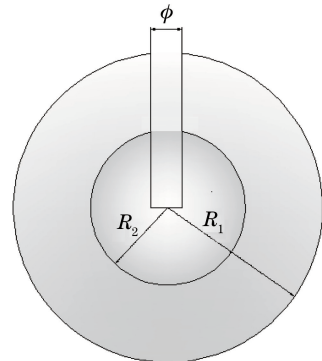


图 5 组织结构示意图

Fig. 5 Diagram of organizational structure

2 cm, 内层半径  $R_2$  为 1 cm, 内置光纤直径  $\Phi$  为 0.04 cm, 组织的光学参数如表 1 所示<sup>[12]</sup>。仿真光子数为  $10^6$ , 组织体在笛卡尔坐标系  $XYZ$  轴上的分块个数为 400, 每块的长度为 0.01 cm。为便于比较, 本文也利用传统的 MC 多层层状模型在内置光源条件下进行了仿真, 分析了内置光纤对仿真结果的影响。该层状模型共设三层, 中间层厚度为 2 cm, 其光学参数与球体模型内层的光学参数相同, 上层与下层厚度均为 1 cm, 其光学参数与球体模型外层的光学参数相同。

### 3.2 仿真结果

考虑到模型具有对称性, 选取  $YOZ$  面, 在内置光源条件下, 采用传统的 MC 多层层状模型得到了考虑和不考虑内置光纤影响时的组织吸收, 如图 6

所示。结果表明: 当考虑光纤时, 在光子出射面(即  $z=0$  处的  $XOY$  平面)以下( $z$  轴正方向), 靠近光纤周围的组织对光子的吸收增强, 横向[图 6(a)]与纵向[图 6(b)]相比, 增强的幅值大而范围小; 在光子出射面以上( $z$  轴负方向), 靠近光纤周围的组织对光子的吸收被削弱, 横向[图 6(c)]与纵向[图 6(d)]相比, 削弱的幅值小且范围小。

表 1 组织的光学参数

Table 1 Optical parameter of tissue

Optical parameter	Absorption coefficient / $\text{mm}^{-1}$	Scattering coefficient / $\text{mm}^{-1}$	Anisotropic factor $g$
Inner layer	0.0109	11.4	0.9
Outer layer	0.0109	4.83	0.9

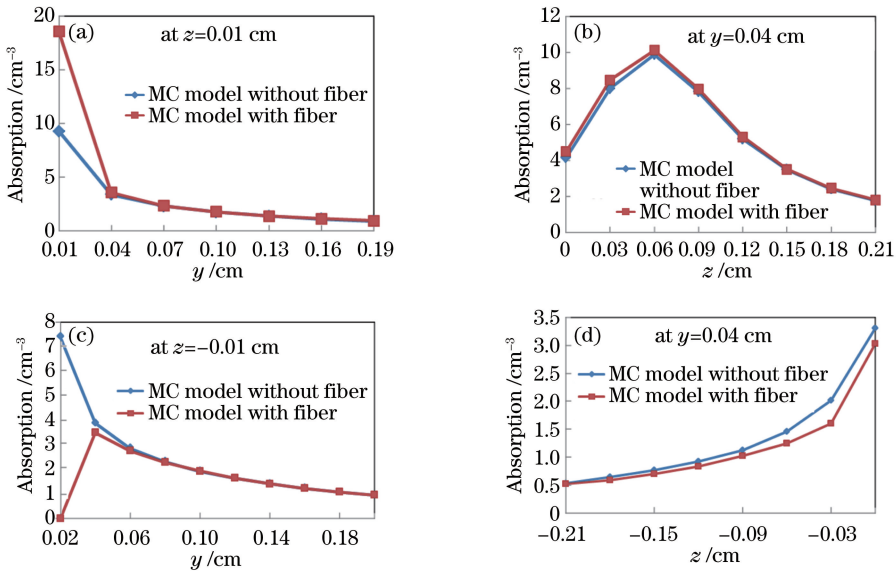


图 6 考虑和不考虑光纤时多层层状组织的吸收对比图。(a)  $z=0.01$  cm; (b)  $y=0.04$  cm; (c)  $z=-0.01$  cm; (d)  $y=0.04$  cm

Fig. 6 Absorption contrast diagrams of multi-layer tissue with or without optical fiber.

(a) at  $z=0.01$  cm; (b) at  $y=0.04$  cm; (c) at  $z=-0.01$  cm; (d) at  $y=0.04$  cm

图 7 是考虑光纤因素时, MC 多层层状模型(中间层厚 0.5 cm)与球体模型(内层半径 0.5 cm)在

$YOZ$  平面上横向与纵向仿真结果的对比如。结果表明: 采用两种模型得到的组织在纵向的吸收值的

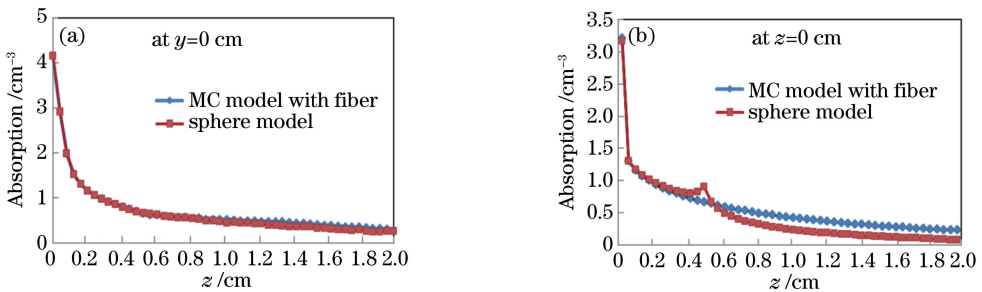


图 7 采用传统的 MC 多层模型与球体模型得到的组织的吸收值。(a)  $y=0$  cm; (b)  $z=0$  cm

Fig. 7 Absorption of tissue obtained with traditional multi-layer MC model and sphere model.

(a) at  $y=0$  cm; (b) at  $z=0$  cm

仿真结果基本一致,但球体模型中肿瘤-组织边界处的内层组织在横向的吸收明显增加,边界外侧的外层组织的吸收低于层状模型组织的吸收。

图 8 为球体模型中内层组织半径  $R_2$  分别为 0.5, 0.7, 1 cm 时组织在横向的吸收情况,对比可见,内层半径越小,肿瘤-正常组织边界内侧组织的吸收越强,外侧组织的吸收越弱。

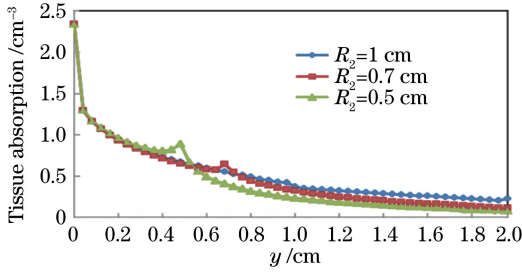


图 8 球体模型中不同内层半径处的横向光子吸收  
Fig. 8 Photon energy absorption at different inner radius of sphere model

## 4 讨 论

在组织-光纤界面处,光纤外围镀层的折射率比生物组织的折射率大,在光纤面上发生折射的概率较低,因此本模型不考虑折射进入光纤内部的光子的运动,只计算光纤附近的反射。一方面,光子沿  $z$  轴正方向作初始运动,在组织内移动若干步后可能再次运动到出射端面,受端面影响作反射运动,使光子运动到下半部分的概率增大,而运动到上半部分的概率减小。因此,与不考虑光纤时相比,考虑光纤后,下半部分组织的吸收增大,如图 6(a)、(b)所示,而上半部分组织的吸收减小,如图 6(c)、(d)所示。另一方面,人体组织的各项异性因子  $g$  较大,光子在其中运动时的纵向穿透能力较强,横向扩散能力较弱,因此光纤对光子运动的纵向影响范围较大,如图 6(b)、(d)所示,而横向影响范围较小,如图 6(a)、(c)所示。当光子运动到远离出射端面时,其自身携带的能量已经很小,光纤对它的影响基本可以忽略不计。

光子在组织中的纵向强穿透、横向弱扩散特性也会对肿瘤-组织边界处组织的吸收产生不同的影响,其中,纵向边界处组织的吸收基本不变,而被横向边界反射回到内部附近的光子,其纵向运动的概率远大于横向,因此在边界内部附近运动的概率远大于再次横向扩散出边界的概率,从而导致边界内部附近组织的吸收值局部增大,如图 7(b)所示。内层组织半径越小,光子运动到边界时携带的能量越

多,这种局部增大就越明显,如图 8 所示。

## 5 结 论

在传统蒙特卡罗仿真方法的基础上,考虑到内置光纤和球体边界对光子运动的影响,采用 Visual Studio 软件对组织在激光间质热疗中的光吸收情况进行蒙特卡罗仿真,仿真结果表明:光纤对光子出射端面附近光子的运动有较大影响;以光子的出射端面为界面,将组织体分成上下两部分,光纤所在上半部分组织的吸收值小于下半部分;肿瘤-正常组织边界内部临近边界处的横向吸收增大,内层球体组织的半径越小,增大得越明显。本文仿真结果与传统的蒙特卡罗仿真结果在光纤附近和球体边界附近有同有异,既验证了本文仿真结果的正确性,又表明了本文模型更符合实际情况,对临床激光间质热疗更具借鉴意义。

## 参 考 文 献

- [1] Müller G J, Roggan A. Laser-induced interstitial thermotherapy[M]. Washington: SPIE Press, 1995.
- [2] Niemz M H. Laser tissue interactions fundamentals and applications[M]. Zhang Z X, Yao C P, Qu X C, et al, Transl. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 1999.  
Niemz M H. 激光与生物组织的相互作用原理及应用[M]. 张镇西, 姚翠萍, 屈晓超, 等, 译. 西安: 西安交通大学出版, 1999.
- [3] Sun B, Luo M, Lu Z, et al. Clinical studies of laser ablation in treatment of primary liver carcinoma-associated portal vein tumor thrombus [J]. Clinical and Applied Thrombosis, 2010, 16(6): 694-697.
- [4] Wood D E. Commentary on "endoscopic laser ablation as palliative treatment of endobronchial, nonresectable, or recurrent lung cancer: assessment of its impact on quality of life" [J]. Clinical Lung Cancer, 2000, 1(4): 286.
- [5] Nour S, Nicholson A, Powell T. MRI-guided laser ablation for malignant renal neoplasms: results of 23 treated tumors: # 41 [J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2015, 47: 14.
- [6] Yao G, Wang L H. Monte Carlo simulation of an optical coherence tomography signal in homogeneous turbid media [J]. Physics in Medicine and Biology, 1999, 44(9): 2307-2320.
- [7] Wang L H, Jacques S L, Zheng L Q. MCML: Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues [J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 1995, 47(2): 131-146.

- [8] Naglič P, Pernuš F, Likar B, et al. Comparison of the simplified laterally uniform and geometrically realistic optical fiber probe-tissue interface in terms of Monte Carlo simulated diffuse reflectance [C] // European Conference on Biomedical Optics, June 21-25, 2015, Munich, Germany. Washington, D. C. : OSA, 2015: 95370R.
- [9] Periyasamy V, Pramanik M. Monte Carlo simulation of light transport in turbid medium with embedded object-spherical, cylindrical, ellipsoidal, or cuboidal objects embedded within multilayered tissues [J]. Journal of Biomedical Optics, 2014, 19(4): 045003.
- [10] Zhang Y, Chen B, Li D. A three-dimensional geometric Monte Carlo method for simulation of light propagation in biological tissues[J]. Chinese Journal of Lasers, 2015, 42(1): 0104003.  
张永, 陈斌, 李东. 一种模拟生物组织内光传播的三维几何蒙特卡罗方法[J]. 中国激光, 2015, 42(1): 0104003.
- [11] Wang A L, Li T, Deng Y, et al. Influence of real forearm structure on light transport based on MCVM [J]. Acta Optica Sinica, 2011, 31(3): 0327002.  
王安乐, 李婷, 邓勇, 等. 基于 MCVM 研究真实前臂结构对光传输的影响[J]. 光学学报, 2011, 31(3): 0327002.
- [12] Wei H J, Xing D, He B H, et al. Canceration and thermal coagulation of human liver induced changes in the absorption and scattering properties of liver-tissue at near infrared *in vitro* [J]. Spectroscopy and Spectral Analysis, 2007, 27(5): 868-872.  
魏华江, 邢达, 何博华, 等. 近红外光谱范围人肝癌变和热凝固导致组织吸收和散射特性的变化[J]. 光谱学与光谱分析, 2007, 27(5): 868-872.