

内插光纤对生物组织有限束宽光吸收的影响

戴丽娟^{1*}, 丁乐明¹, 李颢韬², 钱志余²

¹南通大学机械工程学院, 江苏 南通 226019;

²南京航空航天大学自动化学院, 江苏 南京 210046

摘要 考虑到激光间质热疗时激光从内置在组织中的光纤输出且光束为有限宽光束,建立了内插光纤的双层球体组织模型;基于蒙特卡罗法获得无限窄光束在组织内的吸收值,利用入射光强与格林函数进行卷积计算,获得有限宽光束的光传输方程;以高斯光束和平圆光束为例,分别对比分析了考虑与不考虑内插光纤时组织对有限宽光束吸收情况的变化。结果表明:组织对平圆光束的吸收值较小、对高斯光束的吸收值较大,内插光纤对组织吸收平圆光束的影响较小,而对光子出射中心附近组织吸收高斯光束的影响较大。因此,采用高斯光束进行激光间质热疗时应考虑内插光纤对组织吸收光能的影响。所提模型更加接近激光间质热疗的实际情况,对准确预估激光间质热疗的热毁损范围具有重要的意义。

关键词 医用光学; 光传输; 激光组织相互作用; 蒙特卡罗法; 卷积

中图分类号 R318.51

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202040.2417001

Effect of Inserted Optical Fiber on Light Absorption in Biological Tissue for Finite-Diameter Photon Beams

Dai Lijuan^{1*}, Ding Leming¹, Li Weitao², Qian Zhiyu²

¹School of Mechanical Engineering, Nantong University, Nantong, Jiangsu 226019, China;

²College of Automation Engineering, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing, Jiangsu 210046, China

Abstract In this paper, we established a double-layered spherical model of tissues with an inserted optical fiber, considering that a finite-diameter photon beam was emitted from the optical fiber embedded in the tissue during the laser-induced interstitial thermotherapy (LITT). Firstly, based on the Monte Carlo method, we obtained the absorption of an infinitely narrow beam in the tissue. Then, we attained the light transmission equation of a finite-diameter photon beam through the convolution between the incident light intensity and the Green's function. Finally, taking a Gaussian beam and a flat-topped beam as examples, we compared the changes in the absorption of the finite-diameter photon beam with or without considering the inserted optical fiber. The results show that the absorption of tissues for the flat-topped beam is smaller than that for the Gaussian beam. Besides, the influence of the inserted optical fiber on the absorption of the flat-topped beam is smaller, whereas its influence on the absorption of the Gaussian beam near the photon emission center is larger. Therefore, the influence of the inserted optical fiber on the absorption of light energy of tissues should be considered in LITT using the Gaussian beams. The proposed model follows the actual situation of LITT, which is of great significance for accurately predicting the thermal damage range of LITT.

Key words medical optics; light transmission; laser tissue interaction; Monte Carlo method; convolution

OCIS codes 170.3660; 030.5290; 010.3310

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颖肿瘤治疗技术,该方法具有产热效率高、升温速度快、高温热场均匀、凝固区坏死等特点,目前已在脑部、肝部、胸部等位置的肿瘤治疗中得到了应用^[1-3]。

收稿日期: 2020-07-08; 修回日期: 2020-09-08; 录用日期: 2020-09-15

基金项目: 国家自然科学基金(61405098,61875085)

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

研究光在组织中的运动传输问题,对研究 LITT 中组织的热毁损情况有着至关重要的意义^[4]。根据蒙特卡罗 (MC) 原理,假设光子的运动模式为随机漫步模式,按照事先设定的运动规则对大量光子进行运动模拟后再进行数据的统计分析,即可得到组织对光能量的吸收分布。Naglić 等^[5]利用 MC 模拟法研究了不锈钢探针-组织界面对漫反射光谱的影响;张永等^[6]采用改进的几何 MC 法并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;孙行儒^[7]基于 MC 法并通过实验比较了人体非均匀组织中不同治疗计划剂量的差异;王玉娇和王武义^[8]利用 MC 法在时域上对生物组织的光传输情况进行了模拟;Tai 等^[9]通过 MC 法模拟了头颈癌中治疗计划剂量分布。

在上述的各种 MC 模型中,假设入射光束为无限窄光束,而在实际的临床治疗过程中,入射光是从插入组织内部的光纤中射出的具有一定束宽的光。王吉晖等^[10]分析了不同光学参数对高斯光束和平圆光束作用下的光能流率的影响。肖郑颖^[11]利用 MC 法分析了不同光学参数条件下不同类型的有限宽光束的穿透深度。目前针对有限宽光束或无限窄光束的研究皆基于传统的 MC 模型,研究中假设光源在组织结构外部且不考虑光纤的影响,这种模型与临床的热毁损治疗方法有较大的差异^[12]。对此,本文以组织内插光纤为模型,基于 MC 方法仿真有限宽光束作用下组织对光能量的吸收情况,比较了考虑与不考虑组织内插光纤时的组织吸收值。

2 基本原理

2.1 MC 仿真方法简介

MC 法也被称为统计模拟法或统计实验法,是将概率现象作为研究对象的数值统计法。一般研究组织中光传输问题的传统 MC 模型为光源外置的半无限层状组织模型,本文考虑到激光诱导间质肿瘤热疗法的实际情况,设置了光源内置的球体组织模型。当光束从内置光纤出射到生物组织上时,根据光的粒子性,光子会与组织中的分子以及光纤表面发生相互作用,如吸收、散射、反射、折射等,如图 1 所示。

本文将球体中心作为笛卡儿坐标系的原点,并使光子的初始位置为 $(0,0,0)$ 。光子的权重、步长、方向余弦等设置参照传统 MC 模型,同时考虑光纤附近和球体边界条件下的光传输。光子在光纤附近的运动如图 2 所示,管状光纤探头的包层半径为 r ,周围为肿瘤组织。设光子从点 A 开始运动(步长为

s),运动 m ($m < s$) 长度后到达光纤侧面上的点 B,经过反射后到达点 C,经过折射后到达点 D,采用坐标系变换的方法可推导出 C、D 点的坐标和新的方向余弦公式,详细的推导过程参见文献^[13]。如果光子运动到光纤表面并发生折射后进入光纤内部,则终止对该光子的追踪;如果光子发生反射,则下一步判断光子是否穿过球边界,根据判断结果进行对应的计算,获得新的坐标和方向余弦。

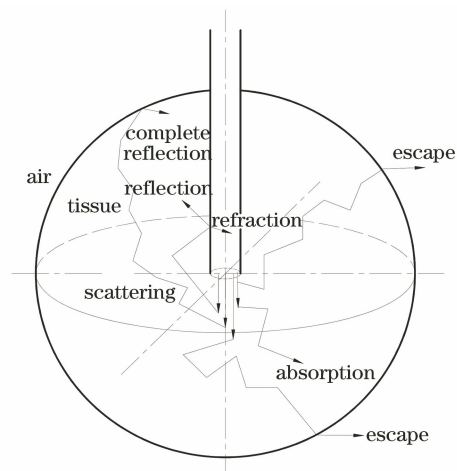


图 1 光子在组织内运动的示意图

Fig. 1 Diagram of photon movement in tissue

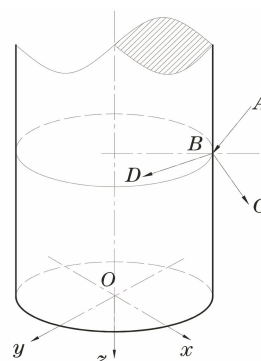


图 2 光子在光纤附近运动的示意图

Fig. 2 Diagram of photon movement near fiber

图 3 表示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 ($i = 1, 2, \dots, 7$) 点,经过一个步长的运动后光子到达理论位置 N_i 点。图 3(a) 中的几种情况不会发生光子在球面上的反射或折射,图 3(b) 中的三种情况可能会发生边界处的反射或折射。

将组织模型进行网格划分,通过跟踪大量光子的运动轨迹,记录光子运动到网格点时的能量损失情况,通过将各个格子记录的吸收值乘以总的光子个数,并将得到的结果再与格子大小进行相除,获得其各单元中该位置的能流率。

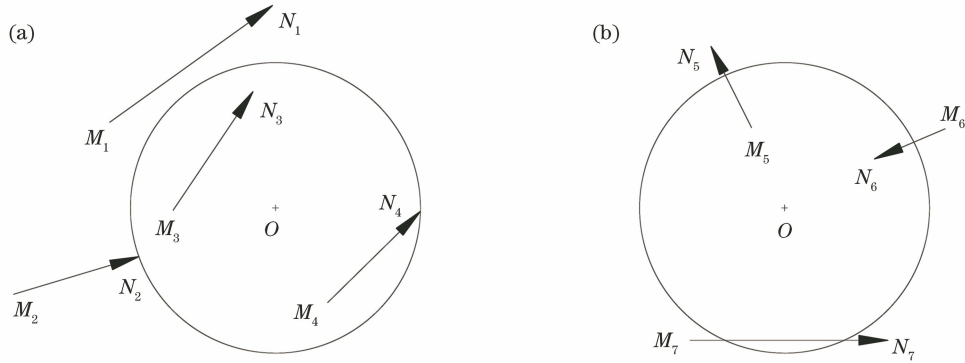


图 3 光子在球边界附近传输的不同情况。(a)光子不撞击球边界;(b)光子撞击球边界

Fig. 3 Different situations of photon's translation near boundary of sphere. (a) Photon does not strike boundary; (b) photon strikes boundary

2.2 模型参数设置

设组织模型的外层半径为 2 cm,内层半径为 1 cm,内置光纤直径为 0.04 cm,模拟的入射光波长为 980 nm,对应此波长的组织光学参数如表 1 所示^[14]。仿真光子数为 10⁶,组织体在笛卡儿坐标系

xyz 中的分块个数为 400,每块大小为 0.01 cm × 0.01 cm × 0.01 cm。通过计算得到高斯光束和平圆光束的总能量为 2 J。为便于比较,分别计算了考虑与不考虑光纤时组织对光的吸收情况。

表 1 组织光学参数^[14]

Table 1 Tissue optical parameters^[14]

Optical parameter	Absorption coefficient μ_a/mm^{-1}	Scattering coefficient μ_s/mm^{-1}	Anisotropic factor g
Inner layer	0.0109	11.40	0.9
Outer layer	0.0109	4.83	0.9

2.3 有限宽光束传输的卷积计算

在 MC 的模拟计算中,假设光束为无限窄光束,而临床治疗过程中使用的激光光束为有限宽光束。由于常规的热毁损治疗系统皆具有线性不变的特点,因此以无限窄光束传输的 MC 模拟结果为基础,通过卷积的方法可以计算得到有限宽光束的传

输结果。

假设光束准直入射在组织层表面,建立笛卡儿坐标系,以 z 轴正方向为光束的入射方向。假设 $C(x, y, z)$ 表示有限窄光束的光分布, $G(x, y, z)$ 表示不同光源类型的格林函数, $S(x, y)$ 表示光源的强度,可以得到

$$C(x, y, z) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G(x - x', y - y', z) S(x', y') dx' dy', \tag{1}$$

式中: (x, y, z) 为观察点坐标, (x', y') 为光源坐标。

设 $x'' = x - x', y'' = y - y'$, 可得

$$C(x, y, z) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G(x'', y'', z) S(x - x'', y - y'') dx'' dy''. \tag{2}$$

(1)式中的格林函数为光源和观测点之间距离的函数,其距离为

$$d' = \sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2}. \tag{3}$$

如果强度函数 $S(x', y')$ 具有圆柱对称性,则

$S(x', y')$ 是关于半径的函数,半径为观测点 (x', y') 与坐标原点的距离,即

$$r' = \sqrt{x'^2 + y'^2}. \tag{4}$$

因此考虑到这种对称性,(1)、(2)式可以表示为

$$C(x, y, z) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} G[\sqrt{(x - x')^2 + (y - y')^2}, z] S(\sqrt{x'^2 + y'^2}) dx' dy', \tag{5}$$

$$C(x, y, z) = \int_{-\infty-\infty}^{\infty} \int_{-\infty-\infty}^{\infty} G(\sqrt{x''^2 + y''^2}, z) S[\sqrt{(x-x'')^2 + (y-y'')^2}] dx'' dy'' \quad (6)$$

响应函数 $C(x, y, z)$ 同样具有上述的对称性, 因此响应函数[(5)、(6)式]可以表示为

$$C(r, z) = \int_0^{\infty} S(r') r' \left[\int_0^{2\pi} G(\sqrt{r^2 + r'^2 - 2rr' \cos \theta'}, z) d\theta' \right] dr' \quad (7)$$

$$C(r, z) = \int_0^{\infty} G(r'', z) r'' \left[\int_0^{2\pi} S(\sqrt{r^2 + r''^2 - 2rr'' \cos \theta''}) d\theta'' \right] dr'' \quad (8)$$

式中: θ' 为坐标原点位于光源中心的柱坐标系中观察点与光源上任一点之间的偏转角; θ'' 、 r'' 分别为坐标原点位于观察点的柱坐标系中观察点与光源上任一点之间的偏转角及距离。

目前, 激光器产生的光束一般为高斯光束或平圆光束, 其强度分布如下。

1) 高斯光束

光束的强度分布为

$$S(r') = S_0 \exp[-2(r'/R)^2] \quad (9)$$

式中: R 为高斯光束光强降至中心最大值 $1/e^2$ 处的半径; S_0 为光束中心 ($r=0$) 的强度, 与光束的总能量 P 有关, 表示为

$$S_0 = 2P/(\pi R^2) \quad (10)$$

将(9)式代入(8)式可得

$$C(r, z) = S(r) \int_0^{\infty} G(r'', z) \exp[-2(r''/R)^2] \times \left[\int_0^{3\pi} \exp(4rr'' \cos \theta''/R^2) d\theta'' \right] r'' dr'' \quad (11)$$

2) 平圆光束

平圆光束在半径 R 范围内具有各向异性, 其光源函数为

$$S(r') = \begin{cases} P/(\pi R^2), & r' \leq R \\ 0, & r' > R \end{cases} \quad (12)$$

将(12)式代入(8)式得到

$$C(r, z) = P/(\pi R^2) \int_0^{\infty} G(r'', z) I_{\theta}(r, r'') 2\pi r'' dr'' \quad (13)$$

其中 $I_{\theta}(r, r'')$ 为

$$I_{\theta}(r, r'') = \begin{cases} 1, & R \geq r + r'' \\ \frac{1}{\pi} \arccos [(r^2 + r''^2 - R^2)/(2rr'')], & |r - r''| \leq R < r + r'' \\ 0, & R < |r - r''| \end{cases} \quad (14)$$

3 分析与讨论

本文先通过 Visual Studio (VS) 软件的 Microsoft Foundation Classes(MFC)进行图形用户界面设计, 将组织光学参数传入 MC 模型中, 分别计算出考虑与不考虑光纤时无限窄光束的 MC 仿真结果, 再通过卷积计算得到组织对有限宽光束的吸收情况。

图 4 为考虑与不考虑内插光纤时光子出射面 ($z=0$) 周围的组织在纵向上的吸收情况以及相对变化率图。假设纵向上某一位置点在考虑光纤时的吸收值为 A_c , 不考虑光纤时的吸收值为 A_n , 相对变化率 $R_c = (A_c - A_n)/A_n$ 。结果表明: 对于高斯光束, 在 z 正方向上, A_c 相对 A_n 增大且 R_c 先快速增大后下降并趋于平缓, 如图 4(a) 所示; 在 z 负方向

上, A_c 相对 A_n 减小且 $|R_c|$ 随 $|z|$ 的增大而增大, 如图 4(c) 所示。对于平圆光束, 在 z 正方向上, A_c 相对 A_n 增大且 R_c 由缓增逐渐变为下降, 如图 4(b) 所示; 在 z 负方向上, A_c 相对 A_n 减小且 $|R_c|$ 随 $|z|$ 的增大而增大, 如图 4(d) 所示。

图 5 为考虑与不考虑内插光纤时, 光子出射面以下 (以 $z=0.04$ cm 为例) 和以上 (以 $z=-0.04$ cm 为例) 的组织在径向上对光的吸收情况以及两者的相对变化率图。结果表明, 平圆光束的组织吸收值远小于高斯光束。考虑光纤与不考虑光纤相比, 对于高斯光束, 随着 r 的增大, 光子出射面以下组织的吸收值由 A_c 相对 A_n 增大逐渐变为 A_c 相对 A_n 减小, 如图 5(a) 所示; 出射面以上组织的 A_c 相对 A_n 减小且相对变化率绝对值逐渐减小, 如图 5(c) 所示; 对于平圆光束, 光子出射面以下组织的吸收值由 A_c 相对

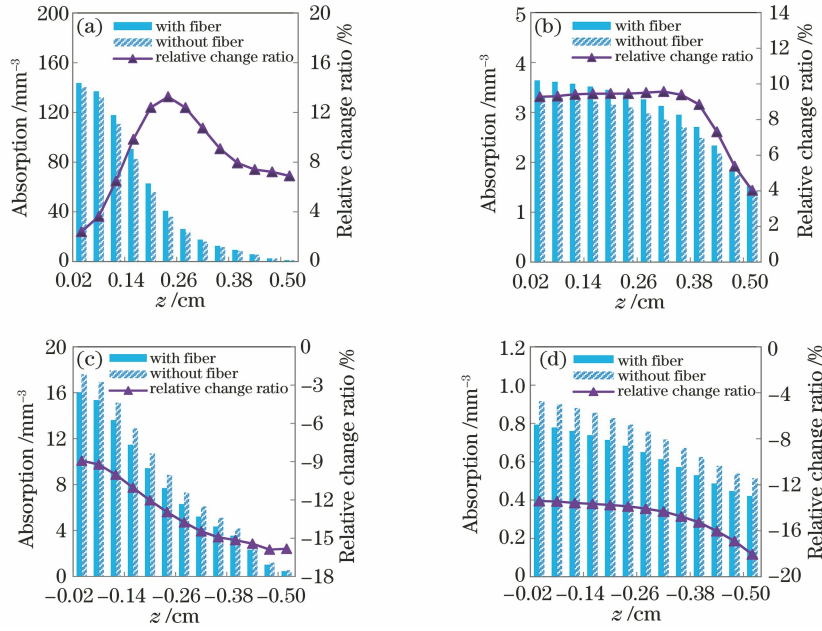


图 4 $r=0.03$ cm 处组织对有限宽光束在纵向上的吸收图。(a) z 正方向的高斯光束；
(b) z 正方向的平圆光束；(c) z 负方向的高斯光束；(d) z 负方向的平圆光束

Fig. 4 Absorption of tissue at $r=0.03$ mm for finite width beam in longitudinal direction. (a) Gaussian beam at positive z direction; (b) flat beam at positive z direction; (c) Gaussian beam at negative z direction; (d) flat beam at negative z direction

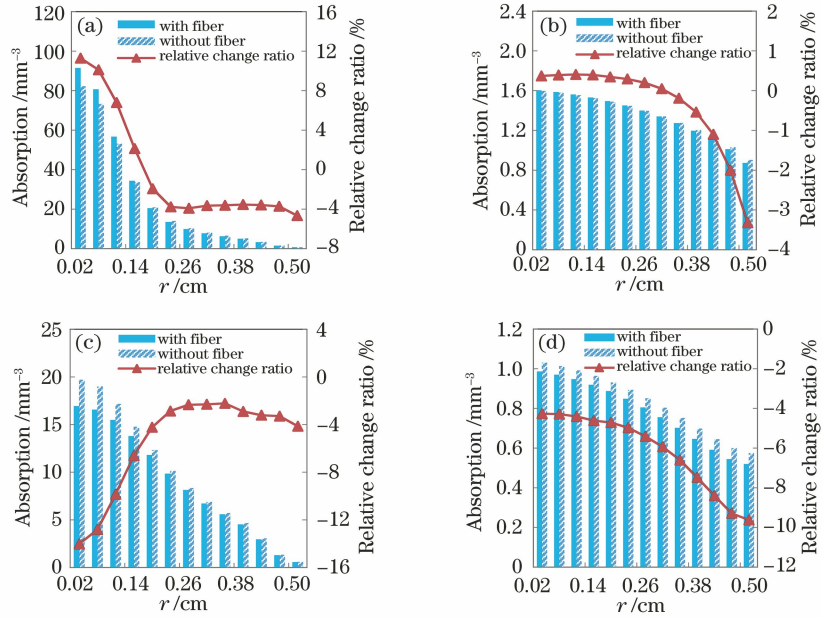


图 5 组织对有限宽光束在径向上的吸收图。(a) $z=0.04$ cm 处高斯光束；(b) $z=0.04$ cm 处平圆光束；
(c) $z=-0.04$ cm 处高斯光束；(d) $z=-0.04$ cm 处平圆光束

Fig. 5 Absorption of tissue for finite width beam in radial direction. (a) Gaussian beam at $z=0.04$ cm; (b) flat beam at $z=0.04$ cm; (c) Gaussian beam at $z=-0.04$ cm; (d) flat beam at $z=-0.04$ cm

A_n 略增逐渐变为相对减小,且相对变化率绝对值逐渐增大,如图 5(b)所示;出射面以上组织的 A_c 相对 A_n 减小且相对变化率绝对值逐渐增大,如图 5(d)所示。

4 结 论

考虑到临床治疗中使用的激光光束为有限宽光束及治疗过程中光纤内插在组织内部,对组织光传

输的 MC 模拟模型进行改进,设置内置光源的双层球体模型并对光子在光纤边界和球体边界的传输情况进行分析,通过模拟仿真出该模型组织对无限窄光束的吸收情况,再通过格林函数和入射光强计算得到组织对有限宽光束的吸收情况。仿真结果表明:1)组织对平圆光束的吸收值较小,当光纤内插在组织内部时,组织对平圆光束的吸收的变化绝对值很小,光纤对组织吸收的影响可以忽略;2)组织对高斯光束的吸收值较大,当光纤内插在组织内部时,光子出射面以下的组织吸收值增大,而光子出射面以上的组织吸收值减小,光子出射点附近的组织吸收值变化较明显,光纤对该区域的影响较大。综上所述,对于入射参数相同的 980 nm 高斯光束和平圆光束,激光间质热疗时采用高斯光束可以获得较高的热能效,此时应该考虑内插光纤对组织吸收光能的影响。所提模型相对于传统模型更加符合临床治疗的实际情况,对选取合适的光束类型具有一定的借鉴意义。

参 考 文 献

- [1] Shao J N, Radakovich N R, Grabowski M, et al. Lessons learned in using laser interstitial thermal therapy for treatment of brain tumors: A case series of 238 patients from a single institution[J]. *World Neurosurgery*, 2020, 139: e345-e354.
- [2] Kerbage Y, Betrouni N, Collinet P, et al. Laser interstitial thermotherapy application for breast surgery: Current situation and new trends[J]. *The Breast*, 2017, 33: 145-152.
- [3] Vogl T J, Eichler K, Zangos S, et al. Interstitial laser therapy of liver tumors [J]. *Medical Laser Application*, 2005, 20(2): 115-118.
- [4] Shibib K S, Munshid M A, Lateef H A. The effect of laser power, blood perfusion, thermal and optical properties of human liver tissue on thermal damage in LITT[J]. *Lasers in Medical Science*, 2017, 32(9): 2039-2046.
- [5] Naglić 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] // *Clinical and Biomedical Spectroscopy and Imaging IV*, Munich. Washington, D.C.: OSA, 2015: 9527.
- [6] 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洛方法[J]. *中国激光*, 2015, 42(1): 0104003.
- [7] Sun X R. Monte Carlo applied in dose calculation of inhomogeneous tissue [D]. Changchun: Jilin University, 2019.
孙行儒. MC 方法在非均匀组织剂量计算中的应用 [D]. 长春: 吉林大学, 2019.
- [8] Wang Y J, Wang W Y. Monte Carlo simulation of photon propagation in tissues [J]. *Mechanical Engineering & Automation*, 2017(1): 25-26, 29.
王玉娇, 王武义. 光在生物组织传输的 MC 时域模拟 [J]. *机械工程与自动化*, 2017(1): 25-26, 29.
- [9] Tai D T, Oanh L T, Son N D, et al. Dosimetric and Monte Carlo verification of jaws-only IMRT plans calculated by the Collapsed Cone Convolution algorithm for head and neck cancers [J]. *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, 2019, 24(1): 105-114.
- [10] Wang J H, Ding Y, Chen S L, et al. Transport for photon beams of finite size in biological tissues based on Monte Carlo [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2014, 43(S1): 167-171.
王吉晖, 丁艳, 陈松林, 等. 有限宽光束在生物组织中传输的 MC 方法 [J]. *光子学报*, 2014, 43(S1): 167-171.
- [11] Xiao Z Y. Research into penetration depth of light in biological tissue based on Monte Carlo simulation [J]. *Journal of Xinyu University*, 2017, 22(6): 10-12, 32.
肖郑颖. 基于蒙特卡洛模拟的光在生物组织中穿透深度研究 [J]. *新余学院学报*, 2017, 22(6): 10-12, 32.
- [12] Chartier T, Carpentier O, Genestie B, et al. Numerical and *ex vivo* studies of a bioprobe developed for laser-induced thermotherapy (LITT) in contact with liver tissue [J]. *Medical Engineering & Physics*, 2016, 38(8): 733-740.
- [13] Ding L M, Dai L J, Zhang L, et al. Transmission of a laser emitted from an interpolated optical fiber in tissue based on Monte Carlo method [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207040.
丁乐明, 戴丽娟, 张磊, 等. 基于 MC 法的组织内插光纤出射激光的传输 [J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207040.
- [14] 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.