

## 全视网膜光凝手术中的眼底温度数值模拟研究

杨志诚, 吴其洲\*

中北大学信息与通信工程学院, 山西 太原 030051

**摘要** 全视网膜光凝手术是治疗糖尿病视网膜病变的重要方法之一,但现有技术难以直接测量治疗过程中的眼底温度分布。利用眼底光学相干断层扫描(OCT)图像建立眼部三维体素模型,采用三维体素化蒙特卡罗模拟方法(MCVM)得到激光在眼球中的传播路径以及能量分布。通过数值模拟分析了不同激光入射方向及眼底结构对眼底温度分布的影响。实验结果表明:在临床治疗糖尿病视网膜病变常用的 532 nm 激光作用下,眼底组织吸收 94% 的能量,眼球前部组织对眼底温度的影响极小;每 1° 的角度偏转将引起 11% 的温升误差;不同人眼的眼底结构对眼底温度的影响较大,造成的最大温升误差达到 13%。研究结果为临床激光治疗参数的选择提供了参考。

**关键词** 医用光学; 激光光凝手术; 蒙特卡罗模拟; 高斯光束; Pennes 生物传热方程

中图分类号 R318.51

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL241190

## 1 引言

糖尿病视网膜病变(DR)是一种由糖尿病引起的眼部并发症<sup>[1]</sup>,会导致视网膜出现病理性变化,进而引发视力障碍甚至视力丧失。随着糖尿病患者人数的增加,DR已成为全球范围内导致视力丧失的主要原因之一<sup>[2-3]</sup>。目前,532 nm 激光光凝治疗是 DR 的主要治疗方法之一。该方法基于视网膜色素上皮细胞(RPE)的光热效应<sup>[4]</sup>,通过加热局部 RPE 层,使得目标病变组织变性凝固,进而改善视网膜缺氧状态,防止病变进一步恶化<sup>[5]</sup>。但是由于人眼对温度极为敏感,治疗过程中激光参数选择不当可能损伤眼底正常组织,影响视力。因此通过数值模拟预测眼底温度并据此优化激光参数设置,能够为临床激光光凝治疗提供有效的参考,从而提高治疗的安全性和有效性。

Forushani 等<sup>[6-8]</sup>建立了人眼的三维有限元模型,并通过数值模拟计算了激光治疗中人眼的温度分布。然而,这些模型将视网膜简化为均匀层,未考虑 RPE 层的存在,从而影响了结果的准确性。近年来,已有研究者考虑了 RPE 层的影响并利用多层蒙特卡罗方法(MCML)计算眼底温度分布。Chen 等<sup>[9]</sup>将眼底简化为多层介质模型,利用 MCML 和局部热非平衡双温模型研究了不同激光参数下的眼底温度。Zhao 等<sup>[10]</sup>则建立了三维全眼模型,结合 MCML、Pennes 生物传热方程及双温模型,模拟了不同激光参数下的眼底温度。上述研究验证了蒙特卡罗方法在眼底温度模拟中的可行性。然而,MCML 难以建立精细的异构三维模型,

无法充分考虑不同人眼的眼底结构差异。相较于 MCML,三维体素化蒙特卡罗模拟(MCVM)能够更有效地模拟光在三维解剖结构中的传播过程以及能量分布,并在模拟速度与精度等方面更有优势<sup>[11-14]</sup>。

本文利用 OCTA-500 数据集中的视网膜光学相干断层扫描(OCT)图像构建了真实眼底三维模型,并在此基础上添加了眼球前部组织,建立了完整的眼球三维体素模型。利用该体素模型进行了三维体素化蒙特卡罗模拟,获取了 532 nm 激光在眼球中的传播路径及吸收量分布。基于模拟的吸收量分布结果,采用 Pennes 生物传热方程计算了 532 nm 激光作用下的眼底温度,并研究了在不同激光入射角度下,眼底组织结构对眼底温度的影响,以期为实际治疗中激光参数的选择提供参考。

## 2 数理模型

## 2.1 眼部三维体素模型

在 MCVM 中,首要任务是建立模拟部位的体素模型。本文首先基于 OCTA-500 中的 OCTA-3 mm 图像数据集<sup>[15]</sup>构建眼底三维模型,以确保所构建的模型能够准确地反映实际眼底结构。图 1(a)所示为数据集中 10301 文件夹下第 151 张眼底 OCT 图片,该图片为一位 12 岁女性的正常左眼眼底 OCT 图像。鉴于 532 nm 激光的能量主要被视网膜色素上皮(RPE)层吸收,仅有极少部分能量被脉络膜中的毛细血管吸收<sup>[16]</sup>,且神经视网膜层中毛细血管的体积分数为 1%~3%,脉络膜中毛细血管的体积分数可达 30%~

收稿日期: 2024-09-09; 修回日期: 2024-10-15; 录用日期: 2024-10-24; 网络首发日期: 2024-10-30

基金项目: 山西省省筹资金资助回国留学人员科研项目(2022-145)

通信作者: \*wu\_qz@nuc.edu.cn

70%<sup>[10]</sup>,因此本文将RPE层下方简化为血管层,将神经视网膜层视为均匀层,并基于最大类间方差与梯度图对OCT图像进行分割,以分离关键层(玻璃体、神经视网膜层、RPE层以及血管层),分割结果如图1(b)所示。将处理后的OCT图像堆叠以建立眼底的三维模型,如图1(c)所示。OCTA-3 mm的视场范围(3 mm×3 mm×2 mm)以中央凹为中心,体积为304 pixel×304 pixel×640 pixel。本文将纵向像素点压缩至194个,使得眼部模型的单个体素尺寸统一为0.01 mm×0.01 mm×0.01 mm,以提高模拟速度。

以瞳孔轴为中心,建立眼底范围对应的眼球前部组织模型,沿x轴正方向的组织依次是:空气、角膜、前房、晶状体以及玻璃体,其几何参数参考过往文献<sup>[17]</sup>中的设置。由于角膜边界是弯曲的,因此建立的体素模型边缘会出现空隙,且光凝手术中激光由空气中射入,为使仿真符合实际治疗场景,本文将x在0~0.1 mm范围内的模型介质设置为空气。眼球沿瞳孔轴的横向长度设置为23.9 mm,前部组织与眼底组织之间设置为玻璃体。最终本文构建的三维体素模型实际尺寸为24.00 mm×3.04 mm×3.04 mm,体素数量为2400×304×304,模型示意图如图2所示,其中上半部分为眼球示意图<sup>[18]</sup>,下半部分为模型在z=151处的切片。

### 2.2 MCVM 模拟

本文收集了在532 nm波长下眼部模型中组织的光学性质,如表1所示。其中参数 $\mu_a$ 为吸收系数, $\mu_s$ 为散射系数, $n$ 为介质的折射率, $g$ 为各向异性因子。由

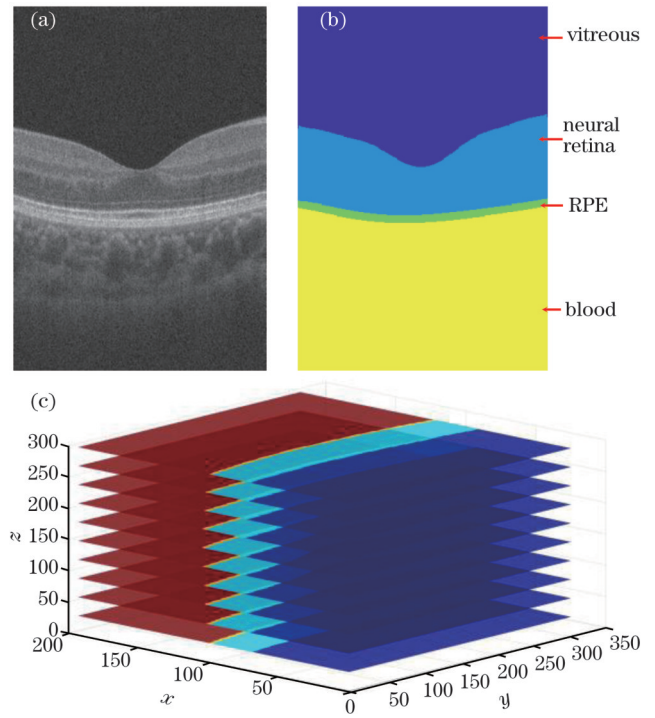


图1 利用OCT图像建立眼底三维模型。(a)原图;(b)原图分割结果;(c)眼底三维模型

Fig. 1 Establishing three-dimensional model of fundus using OCT images. (a) Original image; (b) segmentation result of original image; (c) 3D model of fundus

于目前缺少对眼底组织的折射率的研究,本文将眼底组织的折射率设为1.37,与肌肉组织相似。有关MCVM的具体实施细节,请参见文献<sup>[11]</sup>。

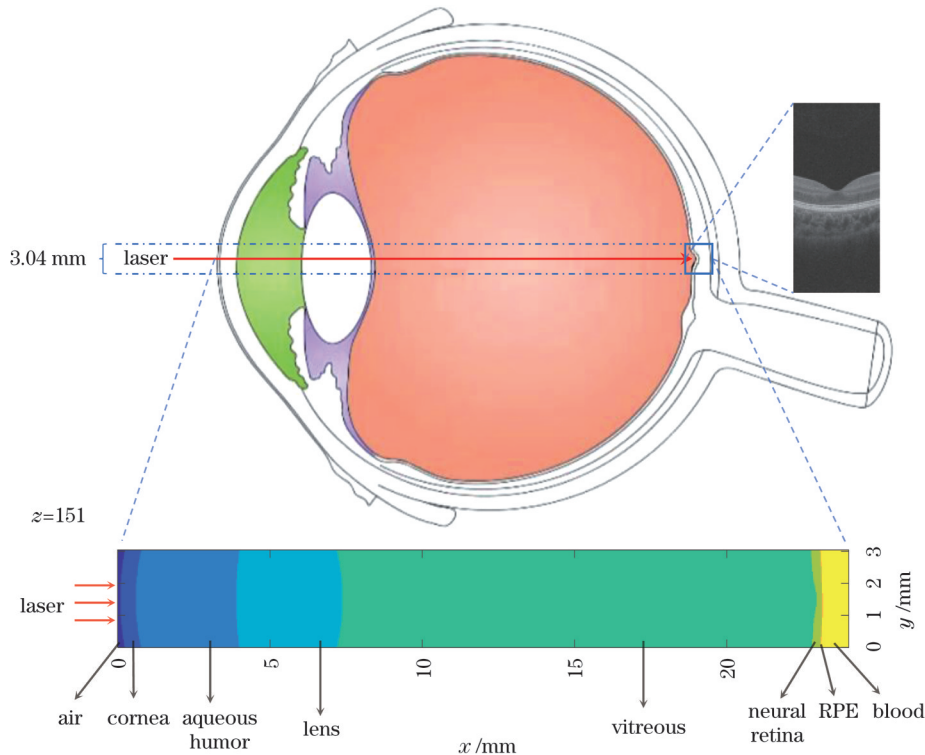


图2 眼部组织模型示意图

Fig. 2 Schematic diagram of eye tissue model

表 1 532 nm 波长下眼部组织的光学性质<sup>[10,17,19-20]</sup>Table 1 Optical properties of eye tissue at 532 nm wavelength<sup>[10,17,19-20]</sup>

Tissue type	$\mu_a / \text{cm}^{-1}$	$\mu_s / \text{cm}^{-1}$	$g$	$n$
Cornea	0.14	0	1	1.38
Aqueous humor	0.134	1.02	0.9	1.341
Lens	0.03	0.05	0.9	1.458
Vitreous body	0	0	0.9	1.33
Neural retina	3.8	221.4	0.97	1.37
RPE	890	1406	0.99	1.37
Blood	253	756.1	0.98	1.35

由于 MCVN 中的光源默认为点光源,而实际的激光为高斯光束,在垂直于传播方向的截面上,其光强满足高斯分布:

$$I = I_0 \cdot \exp\left(\frac{-2 \cdot r^2}{R^2}\right) \quad (1)$$

式中: $I_0$ 为截面中心处的光强; $r$ 为与截面中心的距离; $R$ 为光束半径。因此本文在 MCVN 中,利用光子发射位置的分布模拟实际的光强分布,使光子的初始发射位置满足高斯分布规律,具体方法如下。在确定光源的中心位置 $(x_0, y_0, z_0)$ 后,由 Box-Muller 方法确定光子的发射坐标:

$$x = x_0 \quad (2)$$

$$y = y_0 + \frac{R}{2} \cdot \sqrt{-2 \cdot \ln(1 - \xi)} \cdot \cos(2\pi \cdot \xi) \quad (3)$$

$$z = z_0 + \frac{R}{2} \cdot \sqrt{-2 \cdot \ln(1 - \xi)} \cdot \sin(2\pi \cdot \xi) \quad (4)$$

式中: $\xi$ 为相互独立的 $(0, 1)$ 区间的随机数<sup>[21-22]</sup>。

### 2.3 传热模型

本文使用 Pennes 生物传热方程,计算三维眼底模型的温度分布情况,具体方程为

$$\rho_i \cdot c_i \cdot \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_i \cdot \nabla T_i) + Q_b + Q_m + Q_i \quad (5)$$

式中:下标  $i$  代表不同组织类型; $\rho$  为组织的密度; $T$  为当前组织温度; $c$  为组织的比热容; $k$  为组织的导热系数; $Q_m$  为生物代谢热,由于眼部代谢产生的能量非常小,相较于激光能量可以忽略不计,因此本文不考虑生物的代谢热; $Q_b$  为血管层中血流灌注产生的对流冷却效应; $Q_i$  为激光加热源。

$Q_b$  的计算公式<sup>[10]</sup>为

$$Q_b = \omega_b \cdot c_b \cdot \rho_b (T_b - T_i) \quad (6)$$

式中: $\omega_b$  为血液灌注率,取值为  $23.3 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ <sup>[23]</sup>;  $c_b$  为血液比热容,单位为  $\text{J}/(\text{kg} \cdot \text{K})$ ;  $\rho_b$  为血液密度,单位为  $\text{kg}/\text{m}^3$ ;  $T_b$  为血液温度,本文设定为  $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 。

基于 MCVN 的激光能量分布结果,求得  $Q_i$  的计算公式<sup>[24]</sup>为

$$Q_i = \mu_{a,i} \cdot F \quad (7)$$

$$F = \frac{E \cdot \pi \left(\frac{D}{2}\right)^2 \cdot A}{\mu_{a,i} \cdot t_p} \quad (8)$$

式中: $\mu_{a,i}$  为体素组织  $i$  的吸收系数; $F$  为单位体素中的光通量; $E$  为激光能量密度,单位为  $\text{J}/\text{cm}^2$ ;  $D$  为激光光束半径,单位为  $\text{cm}$ ;  $A$  为 MCVN 输出的光吸收分布,单位为  $1/V$ ,其中  $V$  为单位体素体积; $t_p$  为激光持续时间,单位为  $\text{s}$ 。眼部组织的热参数如表 2 所示。

表 2 眼部组织的热参数<sup>[10,25]</sup>Table 2 Thermal parameters of eye tissue<sup>[10,25]</sup>

Tissue type	$c_b /$ [J/(kg·K)]	Density / (kg/m <sup>3</sup> )	$k_i /$ [W/(m·K)]
Cornea	4178	1050	0.58
Aqueous humor	3997	1050	0.578
Lens	3000	1000	0.4
Vitreous body	3997	1000	0.594
Neural retina	4178	1000	0.58
RPE	4190	1000	0.628
Blood	3770	1060	0.45

在对 Pennes 生物传热方程进行求解时,在时域上采用前向差分法,在空域上采用中间差分法。三维空间步长与三维模型中的单个体素尺寸 $(\Delta x = \Delta y = \Delta z = 10 \text{ } \mu\text{m})$ 一致。为保证传热方程解的稳定性,设导温系数为  $a$ ,且满足以下条件:

$$0 < a = \frac{k_i \cdot \Delta t}{(\Delta x)^2} < \frac{1}{6} \quad (9)$$

其中: $\Delta x$  为空间步长; $\Delta t$  为时间步长。经计算,本文可用的最大时间步长  $\Delta t$  约为  $1.1 \times 10^{-4} \text{ s}$ 。本文设置  $\Delta t$  为  $10^{-4} \text{ s}$ ,符合稳定解条件。

## 3 分析与讨论

### 3.1 激光吸收量空间分布

本文 MCVN 的光子数为  $10^6$ ,光源中心点坐标为  $(0.0001 \text{ cm}, 0.15 \text{ cm}, 0.15 \text{ cm})$ ,光束直径为  $200 \text{ } \mu\text{m}$ ,入射方向角度用余弦值表示为  $(1, 0, 0)$ 。图 3 为  $z=151$  处切片的光吸收量空间分布图,可见入射光子分布满足高斯分布规律,光子的传播路径符合激光的强指向性。神经视网膜层中的能量集中在激光光束直径范围内,将导致该部分组织温度升高,这与实际光凝治疗中神经视网膜层会出现轻微损伤的现象相符。模拟的治疗激光能量主要集中在 RPE 层,并且在该层形成了明显的分布区域,这与实际光凝治疗时在眼底区域形成光斑的现象相符。此外,血管层中分布有少量能量。

本文共进行了四次模拟,平均模拟结果显示:眼部



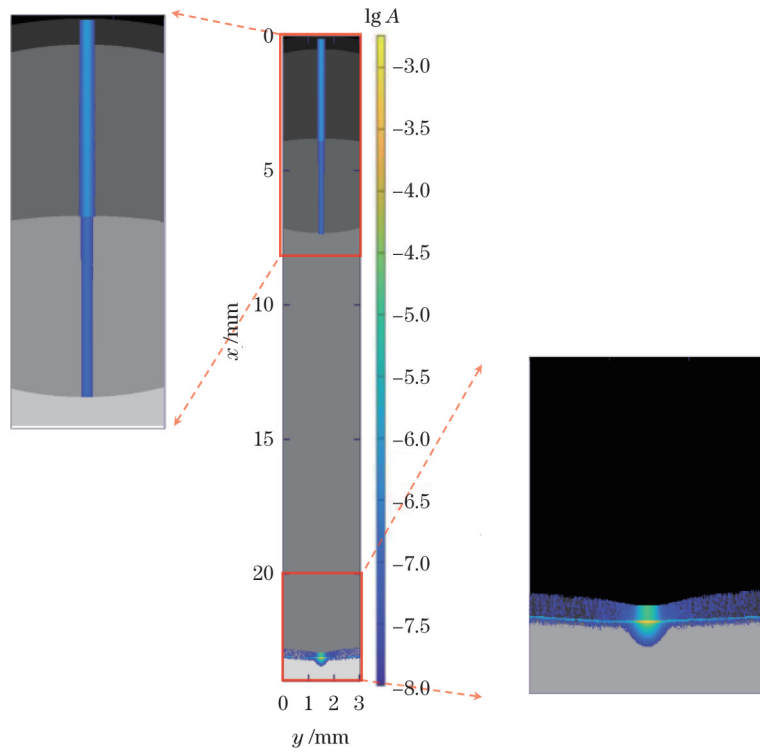


图 3  $z=151$  处切片的光吸收量分布

Fig. 3 Distribution of light absorption in slices at  $z=151$

组织中的光子逸出率为  $8.9\% \pm 0.06\%$ ; 光子吸收率为  $91\% \pm 0.05\%$ , 其中眼底组织吸收的能量约占总吸收量的  $94\%$ , 而眼球前部组织只占  $6\%$ 。各组织的吸收

率占比如图 4 所示。眼球前部组织中分布的能量极少, 对眼球的温度分布的影响很低, 因此本文在之后的实验中仅关注眼底组织的温度分布。

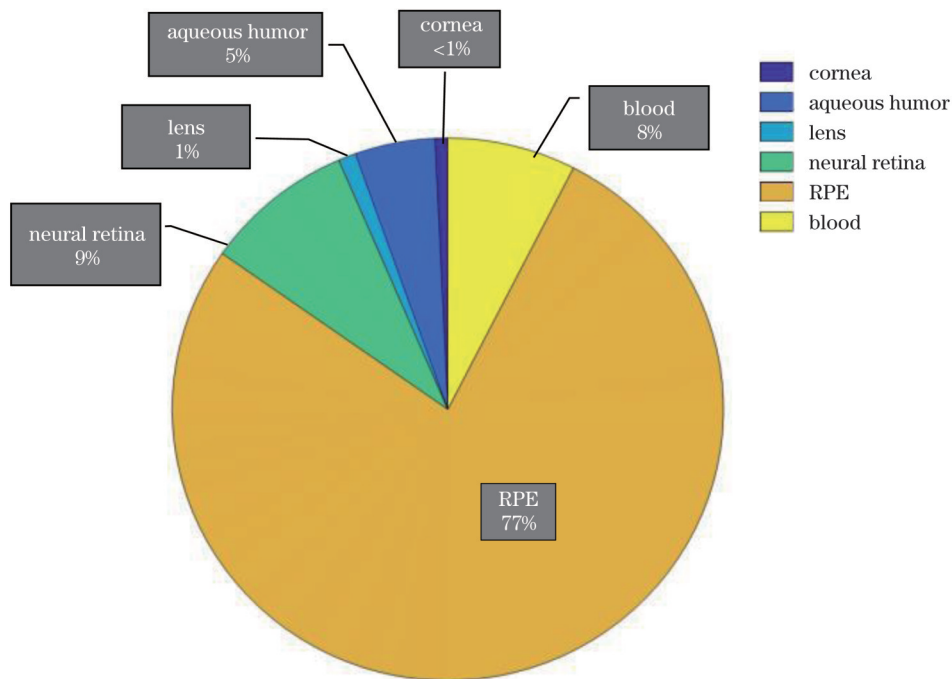


图 4 眼球组织的吸收能量占比

Fig. 4 Proportion of energy absorbed by eyeball tissue

### 3.2 入射角度对温度分布的影响

本文通过调整激光参数来匹配过往文献的设置, 进而模拟相同  $532\text{ nm}$  激光参数条件下的眼底温

度分布。与过往研究的对比结果如图 5 所示。其中图 5(a) 的激光参数如下: 入射能量密度为  $5\text{ J/cm}^2$ , 光束直径为  $200\text{ }\mu\text{m}$ , 持续时间为  $100\text{ ms}$ , 与文献[9]

一致。由于文献[9]未考虑血液的对流冷却效应,且神经视网膜层中的毛细血管体积占比仅设为3%,因此本文中RPE层之前的温度与文献[9]基本一致,而RPE层之后的温度下降趋势明显高于文献[9]。图5(b)的激光参数如下:功率为0.1 W,光束直径为500  $\mu\text{m}$ ,持续时间为200 ms,与文献[10]一致。该文献[10]考虑了血液的对流冷却效应,但神经视

网膜层中的毛细血管体积占比较高,导致本文中RPE层之前的温度低于文献[10],而RPE层之后的温度与文献[10]基本一致。由图5可见,尽管眼底结构设置不同导致温度分布存在一定差异,但在不同激光参数条件下,本文模拟的眼底温度的峰值结果与对应文献结果基本一致,验证了本模型的正确性。

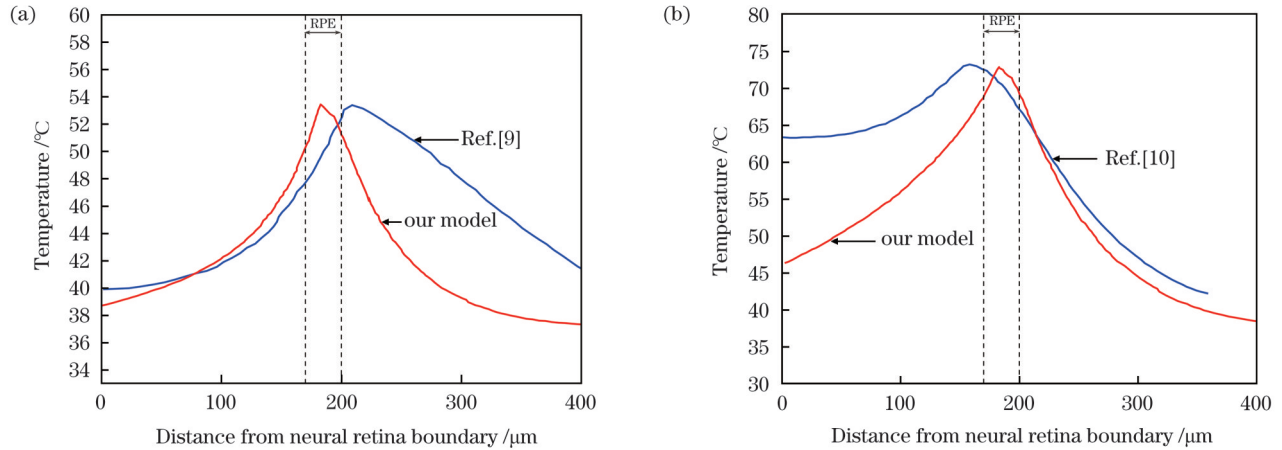


图5 在相同532 nm激光参数条件下,本模型眼底温度分布与文献结果的比较。(a)激光能量密度为5 J/cm<sup>2</sup>,光束直径为200  $\mu\text{m}$ ,持续时间为100 ms;(b)激光功率为0.1 W,光束直径为500  $\mu\text{m}$ ,持续时间为200 ms

Fig 5 Comparison of retinal temperature distributions between our model and literature under same 532 nm laser parameters. (a) Laser energy density of 5 J/cm<sup>2</sup>, beam diameter of 200  $\mu\text{m}$ , and duration of 100 ms; (b) laser power of 0.1 W, beam diameter of 500  $\mu\text{m}$ , and duration of 200 ms

以往研究主要关注眼轴方向上的温度分布,较少考虑激光入射角度的影响。然而,实际治疗中通常需要调整激光入射角度以治疗不同位置的病变,因此有必要探讨不同入射角度对温度分布的影响。本文以OCT-3 mm数据集下10301文件中的人眼为例,激光入射角度如图6所示,在 $z=151$ 平面内,相对于 $x$ 轴方向左右偏转范围为 $-2^\circ\sim 2^\circ$ 。激光光束直径为200  $\mu\text{m}$ ,持续时间为100 ms,入射能量密度为5~9 J/cm<sup>2</sup>,最终眼底温度峰值结果如图7所示。结果显示,入射角度对眼底温度有一定的影响,每偏转 $1^\circ$ ,眼底温度峰值平均下降1.8、2.5、3.2  $^\circ\text{C}$ ,产生的眼底温升相对误差为11%(偏转 $1^\circ$ 所引起的温度差值与无偏转时的眼底温升之比)。这些温度差异可能导致眼底温度无法达到有效治疗所需的温度水平。因此在模拟过程中,应当考虑激光入射角度对眼底温度的影响,以确保温度模拟的准确性。

### 3.3 眼底结构对温度分布的影响

在现代视网膜光凝治疗中,由于个体之间眼底结构的差异,需要制定个性化的治疗方案。然而,以往研究多基于通用经验,手动构建眼底结构模型,忽略了实际眼底结构的变化。为此本文基于OCTA-3 mm数据集下的不同人眼OCT图像,建立了眼底三维模型,并模拟了不同激光入射角度下的眼底温度峰值,以探究不同眼底结构对温度分布的影响。激光参数设置如

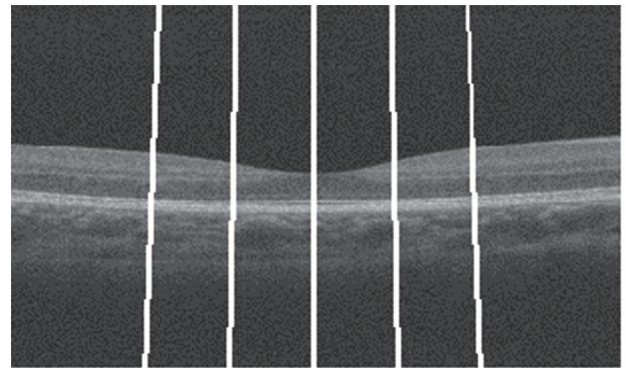


图6 激光入射角度示意图

Fig. 6 Schematic diagram of laser incidence angle

下:入射能量密度为5 J/cm<sup>2</sup>,光束直径为200  $\mu\text{m}$ ,持续时间为100 ms,图8所示为OCTA-3 mm中的不同人眼的正常眼底OCT图,其中No.10301为12岁女性的左眼、No.10311为30岁男性的左眼、No.10334为31岁男性的左眼,可见不同人眼之间存在结构差异。实验结果如图9所示,可以看出:在相同激光入射角度下,不同人眼的温度峰值存在差异,且入射角度每偏转 $1^\circ$ ,不同人眼的温度下降幅度也存在差异;在所研究的眼底组织中,不同眼底的最大温升差异为1.5  $^\circ\text{C}$ ,相较于对应眼底温升,误差为13%。因此,眼底温度模拟中必须充分考虑实际眼底结构差异,以提高模拟的准确性和治疗的效果。

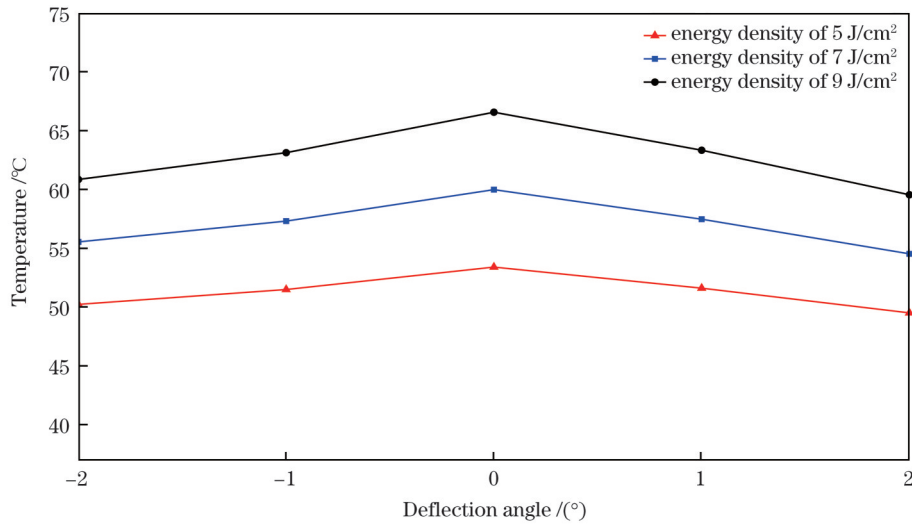


图 7 不同入射角度下的眼底温度峰值

Fig. 7 Peak fundus temperatures under different incidence angles

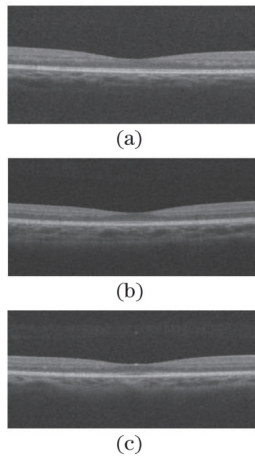


图 8  $z=151$  处不同人眼的 OCT 图像。(a)No. 10301; (b)No. 10311; (c)No. 10334  
 Fig. 8 OCT images of different human eyes at  $z=151$ . (a)No. 10301; (b)No. 10311; (c)No. 10334

### 4 结 论

基于 OCT 图像构建了真实眼部结构的三维体素模型,并利用 MCVM 对激光在眼球组织中的传播和吸收分布进行了模拟。结果表明:激光在眼球前部组织中的传播轨迹几乎不变,光吸收量仅占整体的 6%;而在眼底组织中,光吸收量占整体的 94%,主要集中在眼底视网膜色素上皮层,与实际光凝治疗情况相符。

通过生物传热方程计算了不同激光入射角度以及不同眼底结构条件下的眼底温度分布。结果显示,由于眼球组织对光的折射和散射效应,激光入射角度每偏转  $1^\circ$ ,眼底温度峰值会出现约 11% 的温升误差。因此为确保模拟结果能准确反映实际光凝治疗情况,应充分考虑入射角度的影响。此外,不同眼底结构将显著影响温度模拟结果,其导致的温升误差可达 13%,因此基于 OCT 图像进行眼底三维建模有助于提高数

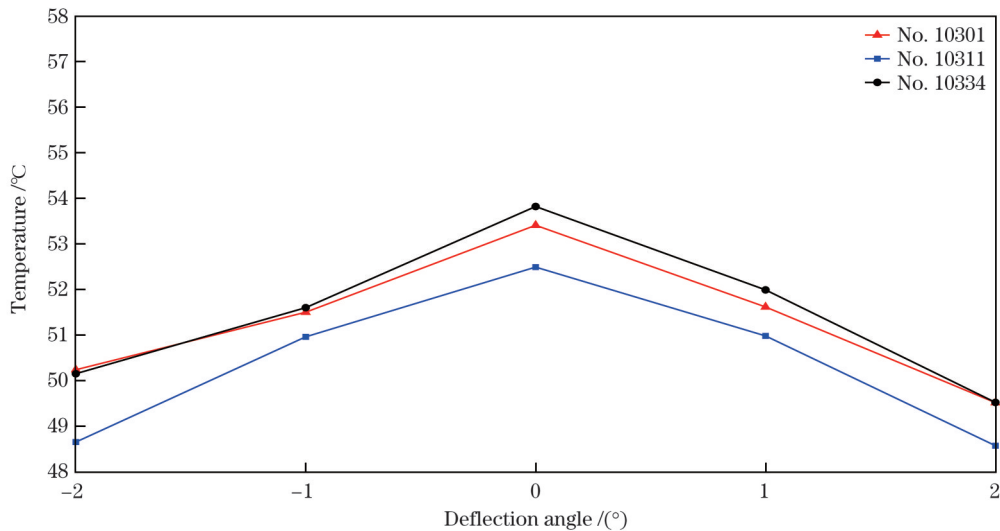


图 9 不同人眼结构的温度峰值结果

Fig. 9 Peak temperatures of different human eye structures

值模拟对不同患者的适应性。但是所提方法也存在一定的局限性:1) MCVM 所需的组织光学参数较为复杂,而关于不同波长下的眼球组织光学特性以及个体之间的眼球组织光学参数差异的测量研究较为有限,这些将限制本方法在模拟其他激光眼底治疗中的应用。2) OCT 视网膜图像存在折射畸变问题,尤其是宽场 OCT 视网膜图像更为明显,这将影响三维眼底模型的准确性。在后续研究中,可通过测量眼轴长度,并结合对应眼前节 OCT 图像,实现对 OCT 视网膜图像的折射畸变校正,以构建更为精确的全眼模型。

### 参 考 文 献

- [1] 赵爽, 穆鸽, 赵文华, 等. 基于特征融合网络的糖尿病视网膜病变分类[J]. 激光与光电子学进展, 2023, 60(14): 1417001.  
Zhao S, Mu G, Zhao W H, et al. Classification of diabetic retinopathy with feature fusion network[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2023, 60(14): 1417001.
- [2] Everett L A, Paulus Y M. Laser therapy in the treatment of diabetic retinopathy and diabetic macular edema[J]. Current Diabetes Reports, 2021, 21(9): 35.
- [3] Nozaki M, Ando R, Kimura T, et al. The role of laser photocoagulation in treating diabetic macular edema in the era of intravitreal drug administration: a descriptive review[J]. Medicina, 2023, 59(7): 1319.
- [4] 钟义立, 彭宇航, 陈嘉杰, 等. 光致温度场光镊: 原理及生物医学应用[J]. 光学学报, 2023, 43(14): 1400001.  
Zhong Y L, Peng Y H, Chen J J, et al. Optical temperature field-driven tweezers: principles and biomedical applications[J]. Acta Optica Sinica, 2023, 43(14): 1400001.
- [5] 黎黎, 张悦, 李荫茜, 等. 激光技术在眼科的应用现状与进展[J]. 中国激光, 2022, 49(5): 0507103.  
Li L, Zhang Y, Li M X, et al. Current application and progress of laser technology in ophthalmology[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(5): 0507103.
- [6] Forushani R H, Hassani K, Izadi F. Steady state heat analysis of the eye using finite element method[J]. Biomedical Research-Tokyo, 2012, 23(1): 99-104.
- [7] Mirzazami S A, Rajaei Jafarabadi M, Abrishami M. Temperature distribution simulation of the human eye exposed to laser radiation [J]. Journal of Lasers in Medical Sciences, 2013, 4(4): 175-181.
- [8] Heussner N, Holl L, Nowak T, et al. Prediction of temperature and damage in an irradiated human eye: utilization of a detailed computer model which includes a vectorial blood stream in the choroid[J]. Computers in Biology and Medicine, 2014, 51: 35-43.
- [9] Chen B, Zhao Y B, Li D. Numerical simulation of ophthalmic laser surgeries by a local thermal non-equilibrium two-temperature model[J]. International Journal of Numerical Methods for Heat & Fluid Flow, 2019, 29(12): 4706-4723.
- [10] Zhao P H, Li K, Zhang H, et al. A coupled BioHeat transfer model for customized whole-eye modeling in retinal laser surgery [J]. International Journal of Thermal Sciences, 2023, 183: 107897.
- [11] Li T, Gong H, Luo Q M. MCVM: Monte Carlo modeling of photon migration in voxelized media[J]. Journal of Innovative Optical Health Sciences, 2010, 3(2): 91-102.
- [12] 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): 0317002.  
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): 0317002.
- [13] Li T, Wang P B, Qiu L N, et al. Optimize illumination parameter of low-level laser therapy for hemorrhagic stroke by Monte Carlo simulation on visible human dataset[J]. IEEE Photonics Journal, 2018, 10(3): 6100409.
- [14] Liu W C, Chen W J, Fang X, et al. Monte Carlo modeling of photon migration in realistic human thoracic tissues for noninvasive monitoring of cardiac hemodynamics[J]. Journal of Biophotonics, 2019, 12(12): e201900148.
- [15] Li M C, Huang K, Xu Q Z, et al. OCTA-500: a retinal dataset for optical coherence tomography angiography study[J]. Medical Image Analysis, 2024, 93: 103092.
- [16] 孙心铨. 正确选择激光波长, 合理配搭激光参数, 努力提高眼底病激光治疗的临床效果[J]. 中华眼底病杂志, 2013, 29(4): 427-431.  
Sun X Q. Correct selection of laser wavelength, reasonable matching of laser parameters, and efforts to improve the clinical effect of laser treatment of ocular fundus diseases[J]. Chinese Journal of Ocular Fundus Diseases, 2013, 29(4): 427-431.
- [17] Regal S, Troughton J, Delattre R, et al. Changes in temperature inside an optomechanical model of the human eye during emulated transscleral cyclophotocoagulation[J]. Biomedical Optics Express, 2020, 11(8): 4548-4559.
- [18] Antoine M, Denis H. Eye anatomy diagram-illustration[EB/OL]. (2014-04-10) [2024-07-09]. <https://doi.org/10.37019/e-anatomy/278217.cn>.
- [19] Bosschaert N, Edelman G J, Aalders M C G, et al. A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood[J]. Lasers in Medical Science, 2014, 29(2): 453-479.
- [20] Hammer M, Leistritz S, Leistritz L, et al. Monte-Carlo simulation of retinal vessel profiles for the interpretation of *in-vivo* oxymetric measurements by imaging fundus reflectometry[J]. Proceedings of SPIE, 1997, 3192: 211-218.
- [21] 张晓晖, 张爽, 孙春生. 粗糙海面到高斯分布激光光束的反射模型推导[J]. 物理学报, 2016, 65(14): 144204.  
Zhang X H, Zhang S, Sun C S. Modeling of Gaussian laser beam reflection from rough sea surface[J]. Acta Physica Sinica, 2016, 65(14): 144204.
- [22] 吴琼, 王博, 王涛, 等. 基于蒙特卡洛法的水下无线光传输特性分析[J]. 光子学报, 2021, 50(4): 0406002.  
Wu Q, Wang B, Wang T, et al. Analysis of underwater wireless optical transmission characteristics based on Monte Carlo method [J]. Acta Photonica Sinica, 2021, 50(4): 0406002.
- [23] Flyckt V M M, Raaymakers B W, Lagendijk J J W. Modelling the impact of blood flow on the temperature distribution in the human eye and the orbit: fixed heat transfer coefficients versus the pennes bioheat model versus discrete blood vessels[J]. Physics in Medicine and Biology, 2006, 51(19): 5007-5021.
- [24] Li D, Wang G X, He Y L, et al. A two-temperature model for selective photothermolysis laser treatment of port wine stains[J]. Applied Thermal Engineering, 2013, 59(1/2): 41-51.
- [25] 赵鹏辉, 赵一博, 李东, 等. 激光眼底手术传热特性数值模拟研究[J]. 中国激光, 2022, 49(20): 2007101.  
Zhao P H, Zhao Y B, Li D, et al. Numerical simulation of heat transfer in fundus laser surgery[J]. Chinese Journal of Lasers, 2022, 49(20): 2007101.



# Numerical Simulation of Retinal Temperature During Panretinal Photocoagulation Surgery

Yang Zhicheng, Wu Qizhou\*

*School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, Shanxi, China*

## Abstract

**Objective** With the increasing number of diabetic patients, diabetic retinopathy has become a leading cause of vision loss worldwide. Currently, 532 nm panretinal laser photocoagulation is a primary treatment method for diabetic retinopathy. Because of the difficulties with existing technology in directly measuring the temperature distribution of the fundus during treatment, improper selection of laser parameters may damage normal fundus tissue and affect vision. Accordingly, a real three-dimensional (3D) entire-eye model is constructed using fundus optical coherence tomography (OCT) images, and the effects of the structural differences in fundus tissue on the fundus temperature under different laser incidence angles are studied via numerical simulation to provide a reference for the selection of laser parameters in actual treatment.

**Methods** OCT images of the retina in the OCTA-500 dataset are segmented to obtain the key tissue layers for photocoagulation therapy, and a 3D voxel model of a real fundus is constructed. Anterior tissue is then added to establish a complete 3D voxel model of the eyeball. A 3D voxelized Monte Carlo simulation (MCVM) is next performed to obtain the propagation path and absorption distribution of the 532 nm laser in the eye. Based on the simulated absorption distribution results, the Pennes biological heat transfer equation is used to calculate the fundus temperature under a 532 nm laser. We are able to study the effects of the incidence angle and fundus structural differences on the fundus temperature distribution by changing both the photon incidence angle in the MCVM and the OCT image data of the fundus.

**Results and Discussions** This study conducts a 3D MCVM to analyze the photon propagation characteristics derived from an eye model. The results indicate that the photon escape and absorption rates within the ocular tissues are  $8.9\% \pm 0.06\%$  and  $91\% \pm 0.05\%$ , respectively. Notably, the energy absorbed by the retinal tissues accounts for approximately 94% of the total absorption, with the anterior segment of the eye contributing only 6% (Fig. 4). In addition, variations in the photon incident angle are found to significantly affect the retinal temperature. Specifically, for every  $1^\circ$  deviation, the peak retinal temperature decreases by an average of 1.8, 2.5, and  $3.2^\circ\text{C}$ , with a corresponding relative error in temperature rise of 11% (Fig. 7). In addition, under different OCT imaging conditions, distinct peak temperatures are observed across different individuals at the same laser incident angle. The temperature reduction per degree of deviation also exhibits individual variability. Of the studied retinal tissues, the maximum difference in temperature rise observed is  $1.5^\circ\text{C}$ , resulting in a 13% error relative to the corresponding retinal temperature rise (Fig. 9).

**Conclusions** We construct a realistic 3D eyeball model utilizing OCT images and employ a 3D MCVM to simulate the distribution of laser energy within fundus tissue. The simulation results enable us to calculate the temperature variations under different laser incidence angles and fundus structures. Our findings show that the laser propagation trajectory in the anterior segment of the eye remains largely unchanged, with only 6% of the total light being absorbed by this region. By contrast, 94% of light absorption occurs in the fundus tissue, predominantly within the retinal pigment epithelial layer. This aligns with the mechanisms observed in actual photocoagulation treatments. In addition, we find that the refractive and scattering effects of ocular tissues significantly influence laser behavior. Specifically, a mere  $1^\circ$  deviation in the laser incidence angle can result in an error of approximately 11% in the peak temperature rise in the fundus. This underscores the importance of considering the incidence angle to ensure that simulation results accurately reflect the dynamics of actual photocoagulation procedures. Finally, variations in fundus structures are found to substantially affect the temperature simulation outcomes, with potential errors in temperature rise of up to 13%. Thus, the development of 3D fundus modeling based on OCT images is critical for enhancing the adaptability of numerical simulations to diverse patient anatomies. The methodologies and findings of this study can serve as valuable references for optimizing laser parameter selection in panretinal photocoagulation therapy.

**Key words** medical optics; laser photocoagulation surgery; Monte Carlo simulation; Gaussian beam; Pennes bioheat equation