

# 放射状二环光纤腔内激光治疗的数值模拟

肖郑颖\*

莆田学院工程实训中心, 福建 莆田 351100

**摘要** 依据组织学特征, 构建静脉及其周围组织三维模型, 通过扩散近似理论模拟激光腔内辐照静脉的光分布, 采用有限元法求解生物热方程, 获得组织各处温度分布, 并根据 Arrhenius 方程计算激光辐照引起的损伤。比较研究了放射状光纤与放射状二环光纤的光热响应, 探讨了激光功率、回拉速度、线性静脉内能量密度、静脉直径对放射状二环光纤治疗效果的影响。结果表明: 采用放射状二环光纤辐照组织, 各处温度较放射状光纤低, 可减少光纤与血管壁的粘附; 同样的线性静脉内能量密度辐照组织, 激光功率较低的治疗方案安全性较高; 静脉直径越大, 需更高的线性静脉内能量密度才能达到治疗效果。提出的模型有利于更好地理解激光腔内治疗的作用机理。

**关键词** 医用光学; 光在组织中传播; 腔内激光治疗; 有限元法; 放射状二环光纤

中图分类号 R318.51

文献标志码 A

doi:10.3788/CJL202047.1207001

## Numerical Simulation of Endovenous Laser Ablation with Radial 2Ring Fiber

Xiao Zhengying\*

Engineering Practice and Training Center, Putian University, Putian, Fujian 351100, China

**Abstract** Based on the histological characteristics, a three-dimensional model of the vein and its surrounding tissues was constructed. The light distribution of the irradiated vein was simulated by diffusion approximation theory, the biological thermal equation was solved by finite element method to obtain the temperature distribution throughout the tissue, and the damage caused by laser irradiation was calculated according to the Arrhenius equation. The photothermal response of a radial fiber and a radial 2ring fiber was compared. The effects of laser power, pull-back speed, linear endovenous energy density and venous diameter on the therapeutic effect of the radial 2ring optical fiber were discussed. The results show that the temperature of the tissue irradiated by the radial 2ring fiber is lower than that by the radial fiber, and the adhesion between the fiber and vascular wall could be reduced. When the tissue is irradiated by the same linear endovenous energy density, it is more secure in the lower laser power treatment. The larger the vein diameter, the higher the linear endovenous energy density is required to achieve the therapeutic effect. The proposed model is helpful to better understand the action mechanism of the endovenous laser ablation.

**Key words** medical optics; light propagation in tissues; endovenous laser ablation; finite element method; radial 2ring fiber

**OCIS codes** 170.3660; 170.1020; 170.6930

## 1 引言

腔内激光治疗(EVLA)自 1999 年被首次报道后, 作为静脉曲张的微创治疗方法广受欢迎。大量研究表明 EVLA 是一种安全有效的方法, 有报道表明该方法的成功率超过了 90%<sup>[1]</sup>, 但目前其确切的工作机制仍未完全确定, 因此治疗程序(即激光功

率、回拉速度、波长等治疗参数的选择)尚未标准化。

EVLA 是通过将光纤插入患病静脉, 同时打开激光并拉回光纤。在这一过程中, 由于选择性光热效应<sup>[2-3]</sup>, 激光能量被血液、静脉壁和周围组织吸收, 最终导致静脉收缩和消失, 静脉收缩主要是由静脉壁的热损伤引起的, 静脉完全收缩需要温度达到 57 °C<sup>[3]</sup>。

收稿日期: 2020-06-04; 修回日期: 2020-07-05; 录用日期: 2020-07-13

基金项目: 福建省中青年骨干教师教育科研项目(JAT170516), 莆田市科技计划项目(2016G2006), 福建省激光精密加工工程技术研究中心开放课题(20150504)

\* E-mail: xiaozhengy0@163.com

许多不同的研究小组通过数学建模的方法来研究 EVLA 过程中各种参数的疗效<sup>[4-7]</sup>。Mordon 等<sup>[6]</sup>开发了第一个 EVLA 的光热数学模型,系统比较了激光波长、激光模式(脉冲/连续)、回拉速度、静脉壁厚度、激光功率不同引起的血管损伤的差异。

早期 EVLA 采用平坦输出端的裸光纤进行手术,但由于该方法尖端处功率密度非常高,血液碳化会形成碳化层,该碳化层会进一步吸收激光,从而导致静脉壁穿孔。van Ruijven 等<sup>[8]</sup>在考虑这一碳化血液薄层的基础上,计算了血液、血管壁和周围介质中的温度分布,但该模型没有包含 Arrhenius 损伤积分。此后 360° 发光的放射状光纤被应用于 EVLA,该应用大大降低了功率密度,并有效防止过度照射和穿孔<sup>[9]</sup>。但是由于放射状纤维有时会粘在静脉壁上,因此可操作性存在问题。为了解决上述问题,有研究者又开发出具有两个照射部位的放射状二环光纤<sup>[10]</sup>。Nozoe 等<sup>[11]</sup>开发了具有两个照射部位的放射状二环光纤的激光和组织的热相互作用的计算机仿真模型,但该模型仅给出了离体静脉壁外表面处的温度变化,并未对具体静脉的损伤情况做进一步的分析。

成功的 EVLA 必须永久性地破坏血管壁,静脉内皮和静脉外层都需要充分加热。为了避免副作用,还必须减少对静脉组织的“附带”损伤。本文将在扩散近似理论模拟激光腔内辐照静脉血管的光子吸收的基础上,采用有限元法求解生物热方程估计数值域中的温度分布,最后利用 Arrhenius 方程计算组织损伤。通过该方法对有两个照射部位的放射状二环光纤与传统的放射状光纤的光热响应进行了对比,并分析了放射状二环光纤治疗参数选择。同时,该模型的建立还可评估不同参数对治疗效果的影响,并在损伤情况的分析基础上,评估治疗方案的安全性和有效性。

## 2 基本原理

### 2.1 几何模型

仿真所用的三维模型如图 1 所示,模型包含血液、静脉及其周围组织。几何结构由直径为 10 mm,高为 80 mm 的圆柱体构成,其中静脉内径为 3 mm,静脉壁厚度为 0.4 mm,周围组织最大直径为 10 mm。本模型假设激光发射为球对称,激光保持连续辐射并以恒定的回拉速度  $v$  沿  $z$  轴穿过静脉,光纤尖端初始位置坐标为  $(0, 0, z_0)$ ,  $z_0 = 20$  mm。因此  $t$  时刻尖端坐标为  $(0, 0, z_0 + v \cdot t)$ 。模型中任

意点到光纤尖端的距离为

$$r_s = \sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0 - v \cdot t)^2} \quad (1)$$

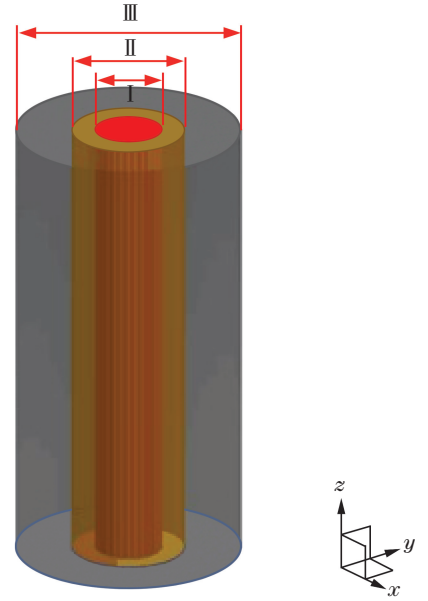


图 1 静脉及其周围组织结构图,其中包括血液(I区),静脉壁(II区),静脉周围组织(III区)

Fig. 1 Diagram of the vein and its surrounding tissues, including blood (zone I), venous wall (zone II), and perivenous tissue (zone III)

### 2.2 光扩散近似

本模型将激光光源简化为从光纤尖端向周围发射的各向同性的点光源模型,根据扩散近似的辐射传输理论,光能流率  $\varphi(r_s)$  表示为<sup>[8]</sup>

$$\varphi(r_s) = \frac{3P\mu_{tr}}{4\pi r_s} \cdot \exp(-\mu_{eff} r_s) \quad (2)$$

式中,输运衰减系数  $\mu_{tr} = \mu_a + \mu'_s$ ,有效衰减系数  $\mu_{eff} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$ ,约化散射系数  $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ ,  $\mu_a$  为吸收系数,  $\mu_s$  为散射系数,  $g$  为各向异性因子,  $P$  为激光功率。将(1)式代入(2)式:

$$\varphi(x, y, z, t) = \frac{3P\mu_{tr}}{4\pi \sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0 - v \cdot t)^2}} \cdot \exp[-\mu_{eff} \sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0 - v \cdot t)^2}] \quad (3)$$

激光引起的热吸收  $Q_{abs}$  与光能流率  $\varphi$  和吸收系数  $\mu_a$  直接相关,可表示为

$$Q_{abs}(x, y, z, t) = \mu_a \cdot \varphi(x, y, z, t) \quad (4)$$

### 2.3 生物传热

由于光的吸收导致静脉及其周围组织温度升高,沉积的光能量在组织中由 Pennes 生物传热方程描述<sup>[7]</sup>:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) = \tau_{w_b} \cdot C_b \cdot (T_b - T) + Q_{abs} + Q_{met}, \quad (5)$$

式中,  $\rho$  为组织密度,  $C$  为组织比热,  $T$  为温度,  $t$  为激光辐照组织的时间,  $k$  为组织的导热系数,  $\tau_{w_b}$  为血流速度,  $C_b$  为血液比热,  $T_b$  为血液温度,  $Q_{met}$  为代谢热源。

在静脉中  $T = T_b$ , 同时代谢热源  $Q_{met}$  很小, 常在模型中忽略  $Q_{met}$ 。故(5)式可简化为

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) = Q_{abs}。 \quad (6)$$

## 2.4 热损伤

细胞和组织中的热损伤可通过一阶热化学速率方程进行数学描述, 损伤被认为是单分子过程, 当分子从活化状态转变为变形或凝结状态时, 会导致细胞死亡。在整个过程中组织各处的温度变化决定了

损伤大小。可通过参数  $\Omega$  来量化损伤程度, 该参数无量纲, 具体可通过 Arrhenius 方程计算得出<sup>[12]</sup>:

$$\ln \frac{C(\tau)}{C_0} = -A \int_0^\tau \exp\left(-\frac{E}{RT(t)}\right) dt = -\Omega, \quad (7)$$

式中,  $C_0$  为开始时未损坏分子的浓度,  $C(\tau)$  为  $\tau$  时刻未损坏分子的浓度,  $A$  为频率因子,  $E$  为活化能,  $R$  为通用气体常数,  $\tau$  为在高温下暴露的时间, 阈值  $\Omega = 1$  表示 100% 的细胞受到不可逆损伤。

## 2.5 二环光纤模型

二环光纤的结构如图 2 所示, 光纤沿  $z$  轴以回拉速度  $v$  进行移动, 起始位置为  $z_0 = 20$  mm。边缘与圆锥 2、圆锥 2 与圆锥 1 之间的距离分别为 2 mm、6 mm。由于圆锥 1、圆锥 2 和边缘处测得输出功率比分别为 52%、46%、2%<sup>[11]</sup>, 因此在仿真过程中, 将总功率按照功率比分配给 3 个位置。

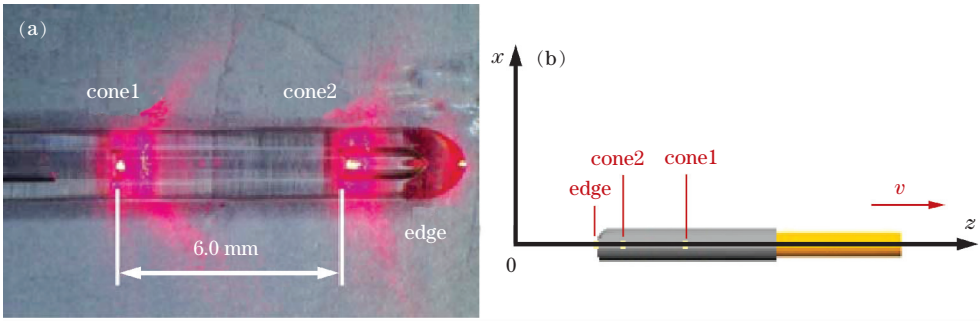


图 2 放射状二环光纤。(a) 光纤顶端的显微照片<sup>[11]</sup>; (b) 仿真采用的模型

Fig.2 The radial 2ring fiber. (a) Photomicrograph of the tip of the radial 2ring fiber<sup>[11]</sup>; (b) simulation model for estimation

## 2.6 动态热物性参数

静脉及其周围组织在仿真过程中, 温度会逐渐上升, 因此需考虑在此过程中热物性参数的变化。仿真中涉及的热物性参数随温度变化关系如下<sup>[13]</sup>:

$$\rho(T) = 1000(1.3 - 0.3k_\rho\omega), \quad (8)$$

$$C(T) = 4190(0.37 + 0.63k_c\omega), \quad (9)$$

$$k(T) = 0.419(0.133 + 1.36k_k\omega), \quad (10)$$

式中, 密度  $\rho$  单位为  $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ , 比热  $C$  单位为  $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ , 热导率  $k$  单位为  $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ,  $\omega$  为组织含水率, 血液组织  $\omega = 0.83$ , 静脉及其周围组织  $\omega = 0.76$ ;  $k_\rho$ 、 $k_c$ 、 $k_k$  分别为密度、比热、热导率相应的比例系数, 其中:

$$k_\rho = 1 - 4.98 \times 10^{-4}(T - 20), \quad (11)$$

$$k_c = 1 + 1.016 \times 10^{-4}(T - 20), \quad (12)$$

$$k_k = 1 + 1.78 \times 10^{-3}(T - 20), \quad (13)$$

式中,  $T$  采用的单位为  $^\circ\text{C}$ 。

## 2.7 数值模拟

数值模拟通过 COMSOL Multiphysics 5.4 中使用有限元方法实现, 根据上述描述, 设置几何模型、控制方程和边界条件, 数值模拟中采用的光热参数如表 1 所示, 血液和组织的初始温度设置为  $37^\circ\text{C}$ 。仿真区域离散成 178264 个四面体网格, 实现了血液、静脉壁、周围组织的温度场仿真; 使用 Arrhenius 模型, 分析激光诱导组织损伤情况; 参数化扫描分析了回拉速度、激光功率对模拟结果的影响。仿真过程中, 忽略由于激光加热导致气泡的产生、静脉组织的形态变化以及凝血引起的组织学变化等因素。

表 1 数值模拟中采用的光热参数(波长  $\lambda = 1470 \text{ nm}$ )<sup>[5,8]</sup>

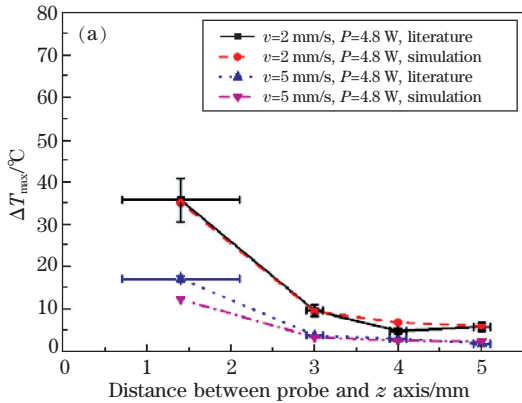
Table 1 Photothermal parameters used in numerical simulation ( $\lambda = 1470 \text{ nm}$ )<sup>[5,8]</sup>

Parameter	Blood	Vein wall	Perivenous tissue
$\mu_a / \text{mm}^{-1}$	3.0	2.4	0.35
$\mu'_s / \text{mm}^{-1}$	0.52	1.7	0.84
$E / (\text{J} \cdot \text{mol}^{-1})$	$4.48 \times 10^5$	$4.30 \times 10^5$	$4.30 \times 10^5$
$A / \text{s}^{-1}$	$7.6 \times 10^{66}$	$5.6 \times 10^{63}$	$5.6 \times 10^{63}$

## 2.8 模型验证

模型的验证参考文献[14],该文献对静脉内激光消融的温度变化进行了实验研究,通过 1470 nm 激光辐照温度为 20 °C 下一段人离体大隐静脉,采用 7 个放在不同位置的热电偶测量各处温度。设置的参数为  $P = 4.8 \text{ W}$ 、 $12.8 \text{ W}$ ;回拉速度  $v = 2 \text{ mm/s}$ 、 $5 \text{ mm/s}$ 。

采用上述条件设置仿真参数,将仿真结果与文献中各处热电偶的最大温度变化  $\Delta T_{\text{max}}$  进行对比,



结果如图 3 所示。除了  $P = 12.8 \text{ W}$ ,  $v = 2 \text{ mm/s}$  和  $P = 4.8 \text{ W}$ ,  $v = 5 \text{ mm/s}$  这两个参数,热电偶距离轴心 1.4 mm 处的最大温度变化差异较大,其余各点吻合均较好。这两个位置处,文献中实验结果的径向距离的标准偏差较大,因此实验过程中可能也存在一定的位置偏差,从而导致结果存在偏差。整体而言,本文有限元模型可以较好地模拟静脉内激光消融过程中的光热响应。

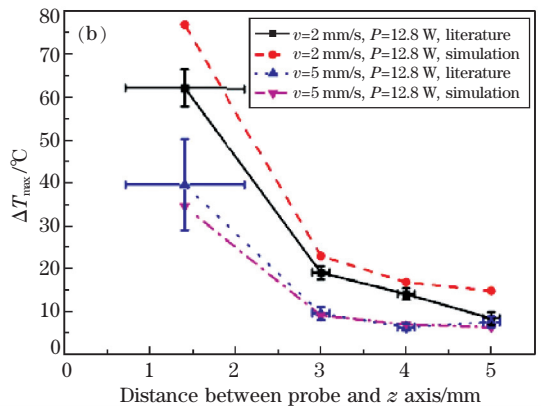


图 3 高于初始温度的最大温度变化情况,  $\lambda = 1470 \text{ nm}$ 。(a)  $P = 4.8 \text{ W}$ ; (b)  $P = 12.8 \text{ W}$

Fig.3 Change of maximal temperature that is higher than initial temperature,  $\lambda = 1470 \text{ nm}$ . (a)  $P = 4.8 \text{ W}$ ; (b)  $P = 12.8 \text{ W}$

## 3 分析与讨论

### 3.1 放射状光纤与放射状二环光纤

如图 4 所示,仿真过程中,分别在坐标为(1.5, 0, 30)、(2.0, 30)、(3.0, 0, 30)、(4.0, 0, 30)、(5.0, 0, 30)五个位置设置探针,并使用放射状光纤与放射状二环光纤,在  $z = 30 \text{ mm}$  处比较二者距离轴心不同距离处温度变化情况,如图 4 所示,其中回拉速度  $v = 1 \text{ mm/s}$ ,激光功率为 5 W。

对放射状二环光纤而言,由于光纤尖端起始位置为  $z = 20 \text{ mm}$ ,回拉速度  $v = 1 \text{ mm/s}$ ,故经过 10 s,光纤边缘会到达  $z = 30 \text{ mm}$  处。而对放射状二环光纤来说,由于圆锥 1、圆锥 2、边缘的起始位置分别为  $z = 28 \text{ mm}$ 、 $22 \text{ mm}$ 、 $20 \text{ mm}$ ,因此经过 2 s,圆锥 1 则

已抵达  $z = 30 \text{ mm}$  处。

图 4(a)展示了放射状光纤各探针的温度变化,结果表明:越靠近中轴线的探针,组织温度上升越快,上升幅度也较大,而当光源远离后,温度也下降较快;远离中轴线的探针,温度上升缓慢,较远探针在 30 s 末甚至未见下降。图 4(b)中放射状二环光纤各探针的温度变化与放射状光纤有明显区别。探针在(1.5, 0, 30)处温度有一个迅速上升—缓慢上升—迅速上升的过程,这两次温度迅速上升主要是由于光源分别在 2 s 和 8 s 抵达至  $z = 30 \text{ mm}$  处,因此在这两个时间附近,组织温度有明显上升。探针离中轴线越远,该特征越不明显。另外,在相同的激光参数下,放射状二环光纤近轴探针的温度最大变化小于放射状光纤的相应探针。

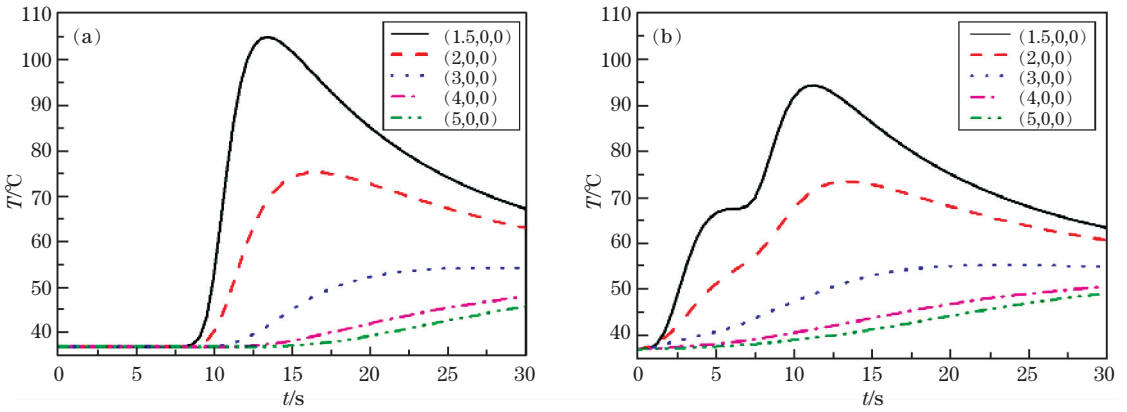


图 4 各探针处的温度变化情况,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=5\text{ W}$ ,  $v=1\text{ m/s}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$ 。(a)放射状光纤,(b)放射状二环光纤  
Fig.4 Temperature change at each probe location,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=5\text{ W}$ ,  $v=1\text{ m/s}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$ .  
(a) Radial fiber; (b) radial 2ring fiber

图 5 为放射状光纤和放射状二环光纤 30 s 末坏死组织占比的情况,在坏死组织占比的  $yz$  截面中,两对沿中央轴对称的黑线分别为静脉的内、外壁;坏死组织占比的  $xy$  截面中,两个黑色同心圆环分别为静脉内、外壁。中心区域坏死组织占比为 1,则表明该区域根据 Arrhenius 方程计算得出经过激光辐照 30 s 后,该区域组织已完全坏死,损伤区域扩展到静脉组织的不同位置表示该处产生不可逆损伤。

图 5(a)、(c)中,采用相同的激光治疗参数,从二者坏死组织占比的  $yz$  中截面看,放射状二环光纤由于双源之间存在 6 mm 的距离,所以轴向的损伤范围更大。图 5(b)、(d)中,从两种光纤坏死组织占比  $xy$  中截面看,放射状二环光纤在径向的损伤略大。

综合以上温度变化情况和坏死组织占比情况,在激光功率、回拉速度相同的情况下,两种光纤导致组织坏死的范围很接近,但采用放射状二环光纤组织近轴处的温度低于采用放射状光纤。有文献表明,放射状二环状光纤与放射状光纤相比,在血管壁和光纤之间具有较小的黏附性,这一特性可能与近轴处温度较低有关<sup>[15]</sup>。而当血管壁和光纤尖端黏附时,能量将集中在同一位置,若继续在该状态下照射激光,可能导致血管壁穿孔。因此,放射状二环光纤的使用,能显著减少血管壁穿孔的发生。

### 3.2 激光治疗参数选择

#### 3.2.1 功率

回拉速度为 2 mm/s,激光功率分别为 5 W、

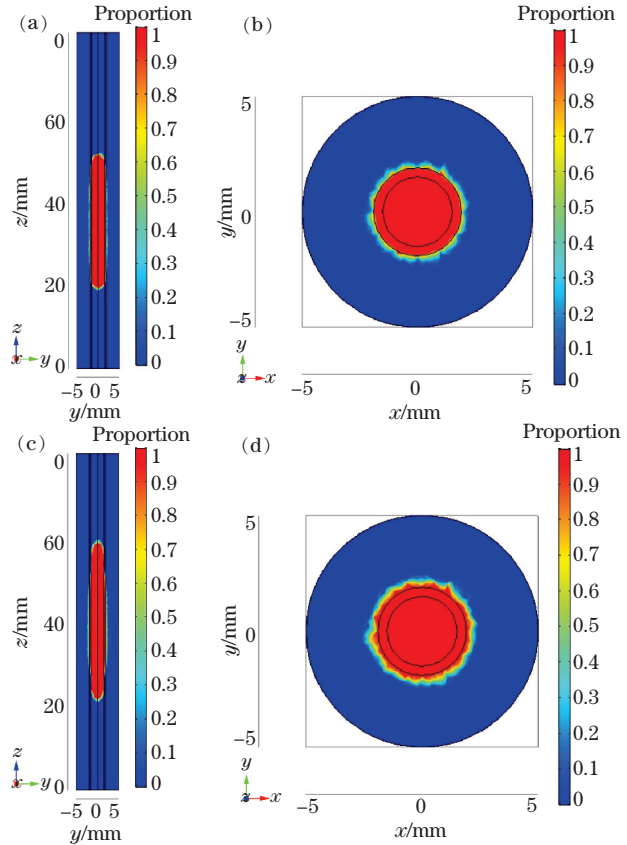


图 5 静脉及其周围组织的坏死组织占比情况,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=5\text{ W}$ ,  $v=1\text{ mm/s}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$ 。(a)放射状光纤,  $yz$  中截面,  $x=0$ ; (b)放射状光纤,  $xy$  中截面,  $z=40\text{ m}$ ; (c)放射状二环光纤,  $yz$  中截面,  $x=0$ ; (d)放射状二环光纤,  $xy$  中截面,  $z=40\text{ m}$

Fig. 5 The proportion of necrotic tissue in the vein and its surrounding tissues,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=5\text{ W}$ ,  $v=1\text{ m/s}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$ . (a) Radial fiber,  $yz$  medium section,  $x=0$ ; (b) radial fiber,  $xy$  medium section,  $z=40\text{ m}$ ; (c) radial 2 ring fiber,  $yz$  medium section,  $x=0$ ; (d) radial 2 ring fiber,  $xy$  medium section,  $z=40\text{ m}$

10 W, 静脉及其周围组织 30 s 末的坏死组织占比情况如图 6 所示。结果表明, 激光功率越大, 组织径向损伤范围越大。当功率为 10 W 时, 静脉内外壁已完全损伤。

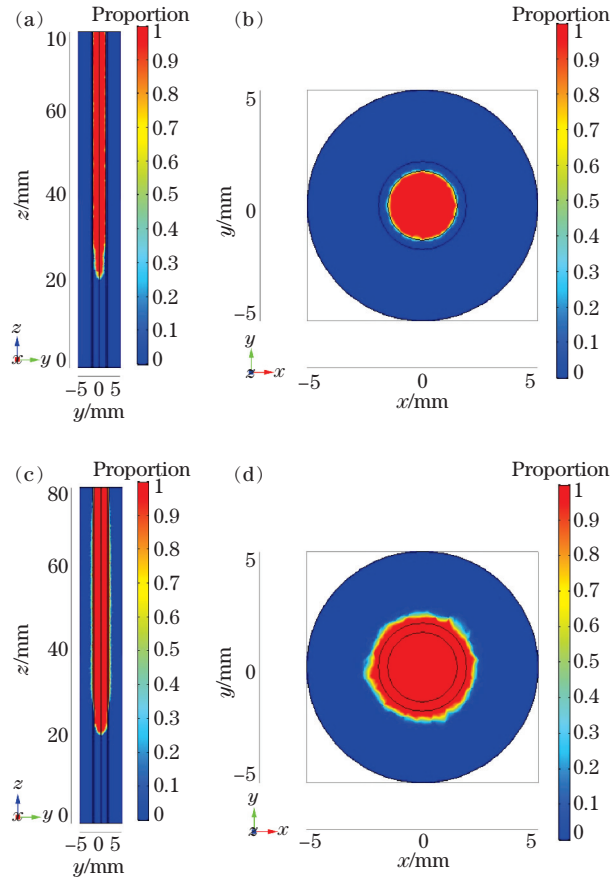


图 6 放射状二环光纤辐照下, 静脉及其周围组织的坏死组织占比情况,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $v=2\text{ mm/s}$ 。(a)  $P=5\text{ W}$ ,  $yz$  中截面,  $x=0$ ,  $E_d=25\text{ J/cm}$ ; (b)  $P=5\text{ W}$ ,  $xy$  中截面,  $z=40\text{ mm}$ ,  $E_d=25\text{ J/cm}$ ; (c)  $P=10\text{ W}$ ,  $yz$  中截面,  $x=0$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$ ; (d)  $P=10\text{ W}$ ,  $xy$  中截面,  $z=40\text{ mm}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$

Fig. 6 The proportion of necrotic tissue in vein and surrounding tissues under radial 2ring fiber irradiation,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $v=2\text{ mm/s}$ . (a)  $P=5\text{ W}$ ,  $yz$  middle section,  $x=0$ ,  $E_d=25\text{ J/cm}$ ; (b)  $P=5\text{ W}$ ,  $xy$  medium section,  $z=40\text{ mm}$ ,  $E_d=25\text{ J/cm}$ ; (c)  $P=10\text{ W}$ ,  $yz$  middle section,  $x=0$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$ ; (d)  $P=10\text{ W}$ ,  $xy$  medium section,  $z=40\text{ mm}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$

图 7 为激光功率分别为 5 W、10 W 时各探针处温度变化情况。结果表明, 同一回拉速度下, 二者各探针处温度曲线变化很相似, 且功率越大各探针处最大温度变化越大。

### 3.2.2 回拉速度

图 5(c)、(d), 图 6(a)、(b) 为激光功率均为 5 W, 回拉速度分别为 1 mm/s、2 mm/s 的坏死组织占比情况。回拉速度越快, 热损伤区域越细长, 该区域在径向分布越窄。当激光功率均为 5 W, 回拉速度为 2 mm/s 时, 激光甚至未能损伤静脉壁, 而当回拉速度为 1 mm/s 时, 静脉内外壁已完全损伤。

图 4(b)、图 7(a) 为功率均为 5 W, 回拉速度分别 1 mm/s、2 mm/s, 各探针处温度变化的情况。回拉速度越慢, 靠近中轴线的探针两次迅速上升的特征越明显, 且组织内各处温度变化均较大。激光回拉速度的增加导致激光辐照持续时间减少, 组织吸收的能量减少。因此, 可通过增加激光回拉速度来减少静脉周围组织的损伤。

### 3.2.3 线性静脉内能量密度

线性静脉内能量密度是一个重要的参数, 多项研究表明, 该参数是治疗结果的主要决定因素, 用  $E_d$  表示, 其单位为  $\text{J/cm}^2$  [16-17]。激光治疗期间线性静脉内能量密度可通过激光功率除以回拉速度进行计算。

比较图 5、6 中不同治疗参数下坏死组织占比情况, 线性静脉内能量密度越高, 坏死组织向径向延伸的范围越大。其中最合适的损伤延伸范围为总能量剂量为  $50\text{ J/cm}$ , 在该剂量下, 可实现静脉组织的完全消融, 且对周围组织损伤最小。

另外, 当线性静脉内能量密度均为  $50\text{ J/cm}$  时, 虽然  $yz$  中截面(图 5(c)、图 6(c))两图轴向分布由于回拉速度不同, 分布有差异, 但  $xy$  中截面(图 5(d)、图 6(d))两图径向分布很接近。这表明, 相同的总能量剂量, 静脉组织中径向的损伤分布相近, 而损伤在径向延伸到同一范围, 达到的治疗效果也相近。

比较图 4(b)、图 7(b), 总能量剂量均为  $50\text{ J/cm}$ , 两者在各探针处的温度分布仍存在差异, 远离中心轴的三处探针 ( $x=3, 4, 5\text{ mm}$ ) 处在 30 s 末达到最大温度, 两者对应的探针变化曲线基本一致。而在近轴的两处探针 ( $x=1.5, 2\text{ mm}$ ) 两者差异较大, 功率越大, 在 30 s 内的最大温度变化较大; 回拉速度越慢, 温度两次迅速上升的特征越明显。因此, 在相同的总能量剂量下, 激光功率越低, 在治疗中近轴处温度较低, 安全性则越高。

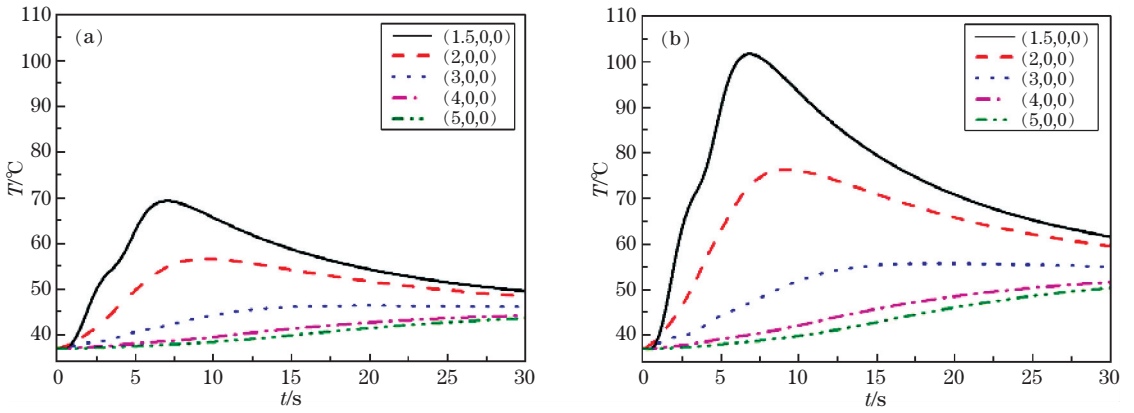


图 7 各探针处的温度变化情况,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $v=2\text{ mm/s}$ 。(a)  $P=5\text{ W}$ ,  $E_d=25\text{ J/cm}$ ; (b)  $P=10\text{ W}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$   
 Fig. 7 Temperature changes at each probe location,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $v=2\text{ mm/s}$ .  
 (a)  $P=5\text{ W}$ ,  $E_d=25\text{ J/cm}$ ; (b)  $P=10\text{ W}$ ,  $E_d=50\text{ J/cm}$

### 3.3 动静态热学参数

图 8 为采用动态和静态热物性参数模拟下激光功率为 5 W, 回拉速度为 1 mm/s 的放射状二环光纤各探针的温度情况对比。静态热物性参数采用的是组织温度为 37 °C 的相应参数。图 8 中, 远轴处各探针动、静态模拟得到温度较接近; 近轴处温度变化越大的探针, 动静态参数模拟得到温度差异也越大。

况。对于直径为 5 mm 的静脉, 需要线性静脉内能量密度达到 100 J/cm, 才能实现静脉组织的完全消融。

在两项二环光纤的临床实验中, 有效剂量分别为 86 J/cm 和 70~85 J/cm<sup>[19-20]</sup>。在临床应用中, 由于实际静脉血管直径受到静脉曲张部位、个体等多方面因素的影响, 因此要综合考虑上述因素, 合理选择激光治疗参数。根据上述对腔内激光治疗的数值模拟, 对于 3 mm 静脉直径, 需要 50 J/cm 才能损伤血管壁; 而对于 5 mm 静脉直径, 需要 100 J/cm 才能损伤血管壁, 因此合适的线性静脉内能量密度应介于这两者之间, 这一结果与临床上所采用的剂量相吻合。

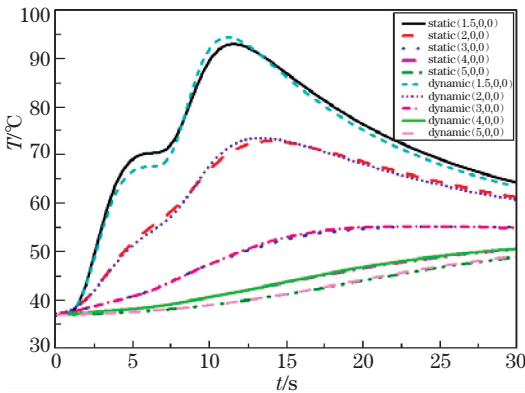


图 8 动态、静态热物性参数数值模拟放射状二环光纤辐照,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=5\text{ W}$ ,  $v=1\text{ mm/s}$   
 Fig. 8 Dynamic and static thermophysical parameters numerical simulation of radial 2 ring fiber irradiation,  $\lambda = 1470\text{ nm}$ ,  $P=5\text{ W}$ ,  $v=1\text{ mm/s}$

### 3.4 静脉直径

由于在 EVLA 手术前, 会在静脉周围注入低浓度的局部麻醉药、肾上腺素和碳酸氢盐。其中肾上腺素能促进静脉血管收缩<sup>[18]</sup>。实施肿胀麻醉后, 静脉直径明显减小。有研究表明, 静脉直径通常会减小至 5 mm 以下<sup>[17]</sup>。图 9 为数值模拟放射状二环光纤辐照内径为 5 mm 的静脉得到的坏死组织占比情

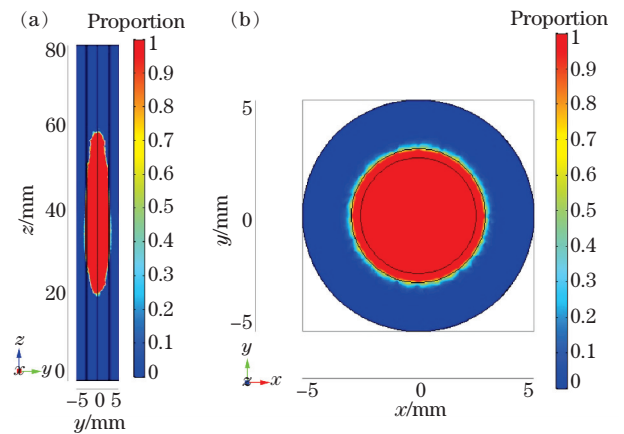


图 9 静脉及其周围组织的坏死组织占比情况, 静脉内径 5 mm,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=10\text{ W}$ ,  $v=1\text{ mm/s}$ ,  $E_d=100\text{ J/cm}$ . (a)  $yz$  中截面,  $x=0$ ; (b)  $xy$  中截面,  $z=40\text{ mm}$   
 Fig. 9 The proportion of necrotic tissue in the vein and its surrounding tissues. The inner diameter of the vein is 5 mm,  $\lambda=1470\text{ nm}$ ,  $P=10\text{ W}$ ,  $v=1\text{ mm/s}$ ,  $E_d=100\text{ J/cm}$ . (a)  $yz$  medium section,  $x=0$ ; (b)  $xy$  medium section,  $z=40\text{ mm}$

## 4 结 论

在构建静脉及其周围组织三维模型的基础上,使用输运理论的扩散近似描述组织中的光分布,通过生物热方程计算组织中温度变化,并采用 Arrhenius 损伤模型计算激光诱发的损伤。结果表明,在放射状光纤和放射状二环光纤治疗参数一致情况下,二者组织损伤情况相近,但采用放射状二环光纤组织温度较低,可有效减少光纤和血管壁的粘附。

采用放射状二环光纤,比较不同激光治疗参数下治疗效果的差异。当其他参数相同时,激光功率越大,径向损伤范围也越大,组织各处温度变化越剧烈;回拉速度越小,可产生与光功率增大类似的效果,但近轴探针温度分布曲线两次迅速上升特征更明显;线性静脉内能量密度一致,径向损伤范围相近,但回拉速度越慢,治疗安全性越高。3 mm 和 5 mm 静脉直径合适的线性静脉内能量密度分别为 50 J/cm 和 100 J/cm,临床上根据静脉粗细,剂量一般介于这两者之间。

通过使用有限元法对静脉组织中的光热响应进行数值模拟,可评估不同类型光纤以及不同参数对治疗效果的影响,并在损伤情况的基础上,评估治疗方案的安全性和有效性,而且可以帮助构建通过临床或非临床实验获得的结果的理论解释,能更好地理解 EVLA 的作用机理。

## 参 考 文 献

- [1] Bos R R, Kockaert M A, Martino Neumann H A, et al. Heat conduction from the exceedingly hot fiber tip contributes to the endovenous laser ablation of varicose veins[J]. *Lasers in Medical Science*, 2009, 24(2): 247-251.
- [2] Liu Q M, Huang J, Wang K H, et al. Multivariate nonlinear regression model of laser fusion in vitro skin tissue incision performance based on response surface methodology[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2018, 45(8): 0807002.  
刘其蒙, 黄俊, 王克鸿, 等. 基于响应面法的离体皮肤组织激光融合切口性能多元非线性回归模型[J]. *中国激光*, 2018, 45(8): 0807002.
- [3] Jia W W, Dai L J, Hua G R, et al. Laser thermal damage evaluation of biological tissues based on monitoring of dual-point optical parameters [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2018, 45(2): 0207027.  
贾威威, 戴丽娟, 花国然, 等. 基于双点光学参数监

测的生物组织激光热毁损评估[J]. *中国激光*, 2018, 45(2): 0207027.

- [4] Agalar M, Hsia A, Kelkar M, et al. Endovenous laser treatment of varicose veins [B/OL]. (2012-05-04) [2012-05-20]. <https://hdl.handle.net/1813/29676>.
- [5] Rezvanisharif A, Nabaei M. Effect of pullback speed and the distance between the skin and vein on the performance of endovenous laser treatment by numerical simulation[J]. *Iranian Journal of Medical Physics*, 2018, 15(4): 277-284.
- [6] Mordon S R, Wassmer B, Zemmouri J. Mathematical modeling of endovenous laser treatment (ELT) [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2006, 5:26.
- [7] Marqa M F, Mordon S, Hernández-Osma E, et al. Numerical simulation of endovenous laser treatment of the incompetent great saphenous vein with external air cooling[J]. *Lasers in Medical Science*, 2013, 28(3): 833-844.
- [8] van Ruijven P W M, Poluektova A A, Gemert M J C, et al. Optical-thermal mathematical model for endovenous laser ablation of varicose veins[J]. *Lasers in Medical Science*, 2014, 29(2): 431-439.
- [9] Soracco J E, D'Ambola J O L. New wavelength for the endovascular treatment of lower limb venous insufficiency[J]. *International Angiology*, 2009, 28(4): 281-288.
- [10] Yamamoto T, Sakata M. Morphological comparison of blood vessels that were heated with a radio frequency device or a 1470-nm laser and a radial 2ring fiber[J]. *Annals of Vascular Diseases*, 2016, 9(4): 272-276.
- [11] Nozoe S, Hazama H, Awazu K. Development of a computer simulation model of intravascular laser-tissue thermal interaction for endovenous laser ablation[J]. *Nippon Laser Igakkaishi*, 2019, 39(4): 293-302.
- [12] Li C, Wang K H, Huang J. Effects of indocyanine green and methylene blue on tensile strength and thermal damage of laser biological tissue soldering [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(12): 1207002.  
李聪, 王克鸿, 黄俊. 吲哚菁绿与亚甲基蓝对生物组织激光钎焊强度及热损伤的影响[J]. *中国激光*, 2019, 46(12): 1207002.
- [13] Roggan A, Mueller G J. Development of a computer model for the irradiation planning of laser induced thermotherapy (LITT) [J]. *Proceedings of SPIE*, 1994, 2100: 69-81.
- [14] van den Bos R R, van Ruijven P W M, van der Geld C W M, et al. Endovenous simulated laser



- experiments at 940 nm and 1470 nm suggest wavelength-independent temperature profiles [J]. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2012, 44(1): 77-81.
- [15] Sekizaki H. Laser equipment and irradiation method of endovenous laser ablation for the treatment of varicose veins[J]. *Nippon Laser Igakkaishi*, 2016, 37(2): 170-174.
- [16] Mundy L, Merlin T L, Fitridge R A, et al. Systematic review of endovenous laser treatment for varicose veins [J]. *British Journal of Surgery*, 2005, 92(10): 1189-1194.
- [17] Desmytère J, Grard C, Mordon S. A 2 years follow-up study of endovenous 980 nm laser treatment of the great saphenous vein: role of the blood content in the GSV[J]. *Medical Laser Application*, 2005, 20(4): 283-289.
- [18] Vuylsteke M E, Mordon S R. Endovenous laser ablation: a review of mechanisms of action[J]. *Annals of Vascular Surgery*, 2012, 26(3): 424-433.
- [19] Kurihara N, Hirokawa M. Endovenous laser ablation using 1470 nm diode laser and a radial 2ring fiber[J]. *The Japanese Journal of Phlebology*, 2015, 26(1): 34-40.
- [20] Hirokawa M, Ogawa T, Sugawara H, et al. Comparison of 1470 nm laser and radial 2ring fiber with 980 nm laser and bare-tip fiber in endovenous laser ablation of saphenous varicose veins: a multicenter, prospective, randomized, non-blind study[J]. *Annals of Vascular Diseases*, 2015, 8(4): 282-289.