

葡萄酒色斑激光热疗中喷射冷却机理的数值分析

李艳¹, 李葆华²

¹西安培华学院中兴电信学院, 陕西 西安 710125;

²陕西师范大学计算机科学学院, 陕西 西安 710119

摘要 制冷剂喷射冷却(CSC)是采用激光热疗法治疗葡萄酒色斑(PWS)的重要辅助手段。为了揭示 CSC 在激光热疗中的冷却保护机理,采用计算机数值计算的方法定量分析带有 CSC 的 PWS 激光热疗过程。结果表明,采用计算机数值解法离散微分方程,很好地模拟了带有 CSC 的 PWS 激光热疗过程。CSC 可有效保护表皮层免受热损伤,而且可提高激光热疗过程中的许用激光能量密度,有助于增加疗效;皮肤表面温度随着传热系数的增加而降低,但降低的幅度随传热系数的增大而不断减小;提高组织的初始温度有助于提高疗效,但有可能带来热损伤危险,应同时适当延长制冷剂喷射时间以避免发生热损伤。

关键词 医用光学; 制冷剂喷射冷却; 数值模拟; 激光热疗; 葡萄酒色斑

中图分类号 TP391.75 **文献标识码** A

doi: 10.3788/LOP54.021701

Numerical Analysis of Cryogen Spray Cooling Mechanism in Laser Treatment of Port Wine Stain

Li Yan¹, Li Baohua²

¹ZTE Telecommunications College, Xi'an Peihua University, Xi'an, Shaanxi 710125, China;

²School of Computer Science, Shaanxi Normal University, Xi'an, Shaanxi 710119, China

Abstract Cryogen spray cooling (CSC) was proved to be an effective method to avoid the hyper-thermal injury in epidermal layer during the laser treatment of port wine stain (PWS). A numerical analysis was performed to show the thermal history during the CSC process. The analysis reveals that CSC does not only reduce the surface temperature and protect the skin surface from burning but also makes a high energy density possible to improve the clinic outcomes. The impact of the heat transfer coefficient and the initial tissue temperature on the cooling effect of CSC was also examined. We find that the surface temperature decreases as the heat transfer coefficient increases and a high initial temperature improves the clinical outcomes by increasing the final temperature in the PWS layer. However, a high initial temperature might increase the possibility of heat injuries, which should be avoided by extending the cryogen spraying time.

Key words medical optics; cryogen spray cooling; numerical simulation; laser heating; port wine stain

OCIS codes 170.1870; 140.6810; 140.3538; 170.0180

1 引言

葡萄酒色斑(PWS)是一种先天性真皮层毛细血管畸形,其发病率约为 0.3%^[1-2]。目前,PWS 的治疗手段主要为激光疗法,包括激光光动力学疗法^[3-4]和激光光热疗法^[5-7]。其中光热疗法的基本原理是选取特定波长和脉冲宽度的激光照射病变皮肤,通过病变部位毛细血管中血色素对激光的吸收,造成血管不可逆热损伤,从而实现对 PWS 的治疗。但实际过程中,表皮黑色素对激光能量的意外吸收不但容易造成表皮起泡、高温灼伤等热损伤^[1],而且限制了治疗中的许用激光能量密度,使治疗热效率低下。因此,表皮层的冷却成为影响 PWS 激光治疗效果的关键问题。目前已有接触制冷、冷空气制冷以及制冷剂喷射制冷等多种表皮

收稿日期: 2016-08-18; 收到修改稿日期: 2016-10-01

基金项目: 国家自然科学基金(51228602)

作者简介: 李艳(1981—),女,硕士,讲师,主要从事计算机数值模拟、计算机应用方面的研究。E-mail: 79132181@qq.com

冷却方法^[8],其中制冷剂喷射冷却(CSC)得到了广泛应用^[8-10]。CSC由 Beckman 激光临床医学研究中心的 Nelson 等^[11]于 1995 年提出,其原理为:在进行激光治疗之前对皮肤表面喷射一定时间(通常为几十毫秒)的制冷剂,对表皮层皮肤实施冷却但维持 PWS 目标血管温度不变,在进行激光治疗时,表皮层的皮肤温度可控制在热损伤极限之内,而 PWS 血管温度则达到热损伤极限,最终实现 PWS 治疗。

目前,国内外对激光治疗 PWS 的临床研究很多,对制冷剂与皮肤之间的热作用机理进行了大量的探讨^[12-14]。由于激光光能在组织内的传播并不可见,利用数值模拟的方法对相关治疗过程进行模拟成为较为常用的热过程研究方法。此外,随着计算机技术的发展,利用计算机离散、求解微分方程已经越来越高效。本文将通过数学建模分析带有 CSC 的 PWS 激光手术热过程,定量揭示 CSC 在 PWS 激光热疗过程中的热作用机理,并利用模型进一步分析表面传热系数以及组织初始温度等参数对皮肤冷保护效果的影响。

2 数理模型及数值计算方法

2.1 数理模型

在带有 CSC 的 PWS 激光热疗过程中,首先将制冷剂 R134a 高速喷射到皮肤表面,引起剧烈的表面对流换热,带来冷却效果,随后激光照射将同时加热表皮层和病变血管(PWS 层),真皮层对治疗波段激光基本透明因而仅被轻微直接加热,激光照射结束后组织自然冷却到室温(图 1)。在此过程中高温导致病变血管(PWS 层)不可逆热损伤从而达到治疗目的。

考虑到 PWS 病变区域远大于激光以及 CSC 作用区域,因而治疗过程可以简化为一轴对称二维多层传热模型,如图 2 所示。带有 PWS 的人体组织可被简化为四层:表皮层(含有黑色素)、真皮层、PWS 层(含有黑色素)及真皮层。因激光作用时间和制冷剂喷射时间都是极短的,在模拟中假设血液流动对于整个换热过程没有影响,生物传热方程可简化非稳态导热方程为

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + \rho_b C_b W_b (T_b - T) + S, \quad (1)$$

式中 ρ 为组织密度, C 为比热容, T 为温度, ρ_b 为血液密度, C_b 为组织比热容, W_b 为组织内血液贯流率, T_b 为组织内血液温度, S 为由于激光照射而产生的外加热源项,为简便起见,用 Lambert-Beer 定律近似模拟为

$$S = \mu_a I_0 \exp [(-\mu_a + \mu_s) z], \quad (2)$$

式中 μ_a, μ_s 分别为组织的吸收系数,散射系数; I_0 为激光入射光强; z 为组织深度坐标, r 为组织径向方向坐标。 $z = d, r = r_0$ 分别代表计算区域边界。对应的边界条件设置为 $z = 0$ 处,皮肤表面复杂对流换热过程简化为定 h 值的对流边界条件;

$$\begin{cases} -\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_{z=0} = h_c [T(0,t) - T_c] & \text{during CSC} \\ -\lambda \frac{\partial T}{\partial z} \Big|_{z=0} = h_a [T(0,t) - T_a] & \text{after CSC} \end{cases}, \quad (3)$$

$z = d$ 以及 $r = r_0$ 处,取等温边界条件为

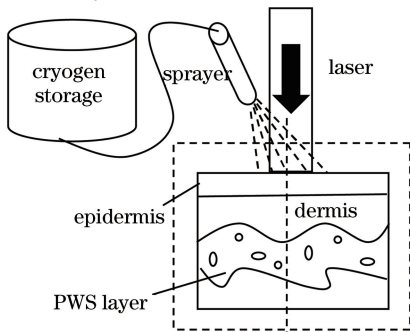


图 1 带有 CSC 的 PWS 激光热疗过程示意图

Fig. 1 Schematic of CSC in laser treatment of PWS

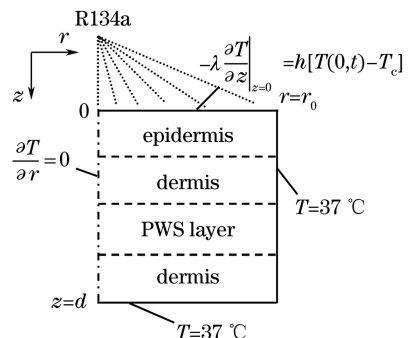


图 2 皮肤组织四层模型

Fig. 2 Four-layer skin tissue model

$$T = 37 \text{ }^\circ\text{C}, \quad (4)$$

$r=0$ 处,轴对称边界条件为

$$\frac{\partial T}{\partial r} = 0, \quad (5)$$

(3)~(5)式中 a, λ 分别为组织的热扩散率以及热导系数, $a = \lambda/(\rho c)$; T_c 为制冷剂平均温度,采用 $-60 \text{ }^\circ\text{C}$ [15]; T_a 为空气温度,采用 $25 \text{ }^\circ\text{C}$; h_c 为 CSC 过程中表面平均传热系数,综合文献结果,在 CSC 冷却过程中本文采用的表面平均换热系数范围为: $5 \times 10^3 \sim 2 \times 10^5 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ [12], h_a 为空气对流传热系数,取值 $100 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ [15]。表 1 给出本文计算中采用的皮肤各层厚度及其他参数值。

表 1 计算中组织各层物性典型参数

Table 1 Typical parameters of the physical properties of each layer in the calculation

	Epidermis	Dermis	PWS	PWS lower epidermis
Thickness $\delta / \mu\text{m}$	50	150	200	>400
Thermal conductivity $\lambda / (\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	0.21	0.53	0.55	0.53
Density $\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	1200	1200	1100	1200
Specific heat capacity $C / (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	3600	3800	3600	3800
Absorption coefficient μ_a / cm^{-1}	20	2.4	19.1	2.4
Scattering coefficient μ_s / cm^{-1}	470	129	467	129

2.2 方程离散及计算方法

所用的温度场求解程序是通过 SIMPLER 算法实现的。SIMPLER 算法的求解步骤如下。

1) 对所研究的问题建立完整的数学描述并与标准形式相比较:

$$\frac{\partial(\rho\Phi)}{\partial t} + \text{div}(\rho\mathbf{u}\Phi) = \text{div}(\Gamma_\Phi \text{grad}\Phi) + S_\Phi, \quad (6)$$

式中 $\Phi, \mathbf{u}, \Gamma_\Phi, S_\Phi$ 分别为微分方程自变量,速度分量,广义扩散系数以及广义源项。

2) 确定 S_Φ, Γ_Φ 和 ρ 。

3) 调用一个相似问题的 USER,保留 common 块,修正其余部分,并以新的 USER 名称存储。

4) 开始时采用较小的网格数(7×7),较少迭代次数(最大迭代次数为 $3 \sim 5$ 次),先通过语法调试,然后增大 LAST 值使本时层的迭代收敛,获得本时层温度场。

5) 对 USER 中的 6 个 ENTRY,按每个 ENTRY 的功能及具体问题对有关变量及参数赋值。特别注意以下几个变量的赋值。

a) LSOLVE(NF)——要求解的 NF 变量应赋 TRUE。

b) LPRINT(NF)——要打印的 NF 变量应赋 TRUE。

c) TITLE(NF)——要打印的 NF 变量给出打印标题(限 7 个字符)。

d) LBLK(NF)——对要采用块修正的 NF 变量赋 TRUE,不采用的为 FALSE,预置值为 TRUE。

e) LAST——最大迭代次数,预置值为 5。

f) DT——非稳态问题选定时间步长,预置值为 10^{10} 。

g) 如果定义了新的变量,如 $T(\text{NI}, \text{NJ})$,则应用 EQUIVALENCE 与 $F(\text{NI}, \text{NJ}, \text{NFMAX})$ 对应起来,如 $\text{EQUIVALENCE}[F(1, 1, 4), T(1, 1)]$ 。

对形如(1)式的典型导热方程,在离散中总的原则为将外加热源项 S 进行线性化处理,然后开始方程的迭代。在柱坐标系中(1)式化为

$$\rho \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\lambda}{C} \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{r\lambda}{C} \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{S}{C}. \quad (7)$$

采用控制容积积分法来推导柱坐标系二维问题离散方程的非稳态项为

$$\int_s^n \int_w^e \int_t^{t+\Delta t} \rho \frac{\partial T}{\partial t} dx dr dt = \rho_P \times (T_P - T_P^0) S \Delta x \Delta r, \quad (8)$$

式中 t 为时间,下标 n, s, e 及 w 分别代表中心点 P 东、南、西、北节点。扩散项为

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\lambda}{C} \frac{\partial T}{\partial x} \right) dx dr dt + \int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \lambda \frac{\partial T}{\partial r} \right) dx dr dt =$$

$$\frac{\lambda}{C} \Delta r \Delta t \left(\left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_e - \left. \frac{\partial T}{\partial x} \right|_w \right) + \frac{\Delta x \Delta t}{r_p} \left(\left. \frac{r_n \lambda_n}{C} \frac{\partial T}{\partial r} \right|_n - \left. \frac{r_s \lambda_s}{C} \frac{\partial T}{\partial r} \right|_s \right) =$$

$$\frac{\lambda}{C} \Delta r \Delta t \left(\frac{T_e - T_p}{\delta x_e} - \frac{T_p - T_w}{\delta x_w} \right) + \frac{\Delta x \Delta t}{r_p} \left(r_n \frac{\lambda_n}{C} \frac{T_n - T_p}{\delta r_n} - r_s \frac{\lambda_s}{C} \frac{T_p - T_s}{\delta r_s} \right), \quad (9)$$

源项为

$$\int_t^{t+\Delta t} \int_s^n \int_w^e \frac{S}{C} dx dr dt = \left[\frac{S(x, r, t)}{C} + \frac{\rho_b C_b W_b T_b}{C} - \frac{\rho_b C_b W_b T}{C} \right] \Delta x \Delta r \Delta t, \quad (10)$$

式中 $S_C = S(x, r, t) + \rho_b C_b W_b T_b$, $S_P = -\rho_b C_b W_b T$ 。

整理上述结果,可得:

$$a_p T_p = a_e T_e + a_w T_w + a_n T_n + a_s T_s + b, \quad (11)$$

式中 b 为方程广义源项。

$$a_e = \frac{r_p \Delta r C}{\delta x_e / \lambda_e}, a_w = \frac{r_p \Delta r C}{\delta x_w / \lambda_w}, a_s = \frac{r_p \Delta r C}{\delta r_s / \lambda_s}, a_n = \frac{r_p \Delta r C}{\delta r_n / \lambda_n}, \quad (12)$$

$$a_p = a_e + a_w + a_n + a_s + a_p^0 - S_P \Delta V, \quad (13)$$

式中径向及轴向网格尺寸 Δr 及 Δz 均为 $10 \mu\text{m}$ 。 ΔV 为网格体积,上标 0 表示上一时层数值。 a_p^0 , 方程广义源项 b 和 ΔV 分别表示为

$$a_p^0 = \frac{(\rho C)_p \Delta V}{C \cdot \Delta t}, b = \frac{S_P \Delta V + a_p^0 T_p^0}{C}, \Delta V = r_p \Delta r \Delta x. \quad (14)$$

采用隐式的有限容积法对上述控制方程及边界条件进行离散求解^[16],控制(1)式离散为(13)式后,利用时分多址(TDMA)算法进行迭代求解,可求得网格各个节点的温度值。求解中采用二维圆柱坐标网格,节点数收敛于 $100(r) \times 100(z)$ 。

3 模拟结果与分析

基于有限容积法的二维数值程序,对激光治疗 PWS 中 CSC 的传热机理进行了定量模拟,并分析了表面传热系数、组织初始温度的影响规律。

3.1 CSC 冷保护机理分析

图 3(a)给出了无 CSC 情况下,激光光斑中心处表皮层($z=0 \mu\text{m}$)、真皮层($z=100 \mu\text{m}$)和 PWS 层($z=250 \mu\text{m}$)各点温度动态变化曲线。模拟参数选用文献[17]推荐值,其中激光脉冲宽度为 1.5 ms ,激光能量密度为 6 J/cm^2 。激光作用前,皮肤组织保持初始温度 $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 不变。激光脉冲作用时间(1.5 ms)内,皮肤组织各点温度迅速上升,皮肤表面($z=0 \mu\text{m}$)以及 PWS 层($z=250 \mu\text{m}$)的温度在激光作用结束时分别达到 $91 \text{ }^\circ\text{C}$ 和 $72 \text{ }^\circ\text{C}$,这主要是由于皮肤表层的黑色素和 PWS 层的血色素对于激光能量的选择性吸收而造成温度大幅上升;而真皮层($z=100 \mu\text{m}$)由于对治疗波段激光基本透明,故其温度上升幅度极小。激光作用结束后,表皮层以及 PWS 层温度开始下降,真皮层温度则由于受到表皮层、PWS 层的导热作用而不断上升。从图中还可以看出,PWS 层虽然达到了热损伤阈值(假定为 $70 \text{ }^\circ\text{C}$ ^[18]),但此时皮肤组织表面温度已经达到 $90 \text{ }^\circ\text{C}$ 以上,极易造成皮肤表层的热损伤,应当适当降低激光能量密度,但这样势必会降低 PWS 层的终了温度而影响疗效。可以看出表皮层对治疗波段激光能量的吸收是限制治疗许可能量密度的主要因素。

图 3(b)给出了 100 ms CSC 情况下,光斑中心表皮层($z=0 \mu\text{m}$)、真皮层($z=100 \mu\text{m}$)和 PWS 层($z=250 \mu\text{m}$)各点温度动态变化曲线。激光脉冲宽度为 1.5 ms ,激光能量密度仍为 6 J/cm^2 ;CSC 时间为 100 ms ,表面传热系数为 $10^3 \text{ W/(m}^2 \cdot \text{K)}$ 。由图可知,在初始的 100 ms 制冷剂喷射阶段,皮肤表面($z=0 \mu\text{m}$)温度迅速降低,而 PWS 层则几乎不受影响,可见喷雾冷却仅对表皮产生影响,对 PWS 层的影响十分微弱。喷射过程结束后马上进行脉冲激光照射,皮肤组织各点温度迅速上升,皮肤表面($z=0 \mu\text{m}$)以及 PWS 层($z=250 \mu\text{m}$)在激光作用终了时温度分别达到 $22 \text{ }^\circ\text{C}$ 和 $70 \text{ }^\circ\text{C}$ 。激光作用结束后,表皮层以及 PWS 层温度开始下

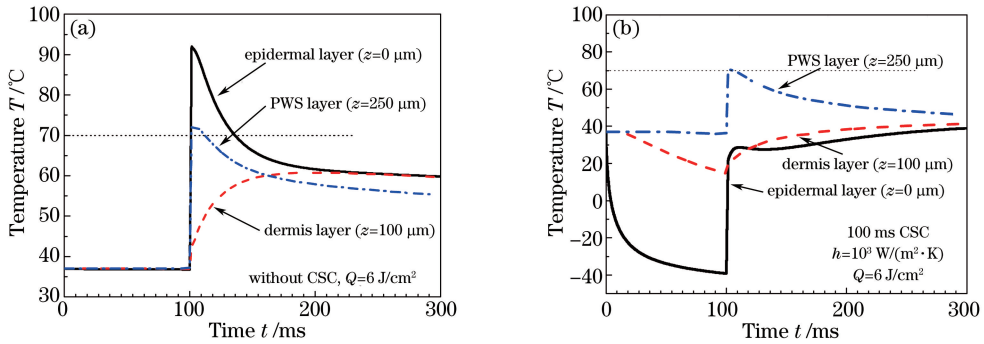


图3 激光热疗过程中光斑中心表皮层、真皮层、PWS层温度动态曲线。(a)无制冷剂喷射冷却;(b)100 ms 制冷剂喷射冷却

Fig. 3 Temperature curves of epidermis, dermis, PWS layers in spot center in the process of laser treatment. (a) Without CSC; (b) with 100-ms CSC

降,真皮层则受到表皮层以及 PWS 层的加热作用而温度持续缓慢上升,当真皮层温度高于表皮层后,带动表皮层的温度缓慢上升,最终三层温度趋于平衡。从图中还可以看出:与无 CSC[图 3(a)]情况相比,有 CSC 条件下,组织 PWS 层温度几乎不受影响,而表皮层的温度却由 91 °C 下降到 22 °C,消除了表皮热损伤的危险,同时为提高激光能量密度、追求更佳疗效提供了可能。

图 4 给出了不同激光能量密度情况下,皮肤表面[图 4(a)]以及 PWS 层[图 4(b)]在整个治疗过程中的温度变化曲线。从图中可以看出,经过 100 ms 的 CSC 之后,皮肤表面被冷却到较低温度,远离了热损伤的危险,为治疗能量密度的提高提供了可能。例如,激光能量密度由 6 J/cm² 提高到 9 J/cm²,表皮层的温度依然可以控制在损伤阈值以内,而 PWS 层温度却由 70 °C 增加到 89 °C,损伤温度的经历时间也由 46 ms 提高到 117 ms,从而更加有利于病变血管的消亡。另外,由图 4(a)可以看出,当能量密度达到 12 J/cm² 时,皮肤表层的温度仅相当于无 CSC 时能量密度为 6 J/cm² 激光加热后皮肤表面的温度,因此 CSC 对于治疗能量密度的提高具有非常明显的作用。

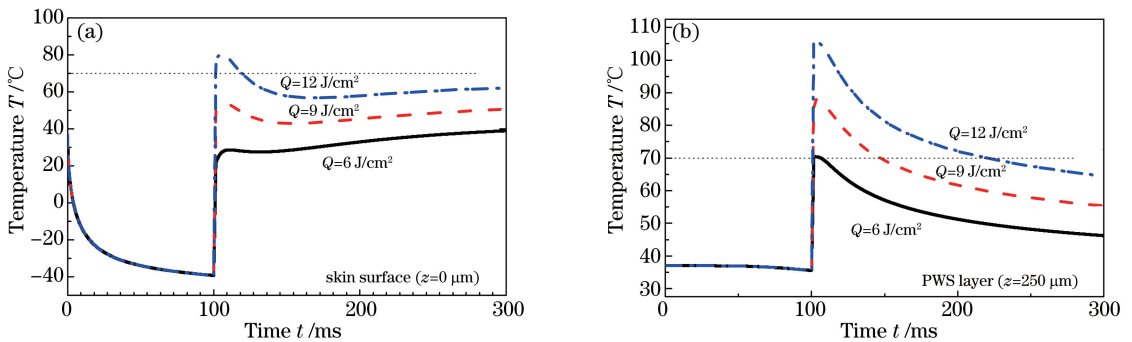


图4 带 CSC 的激光热疗过程中不同激光能量密度下光斑中心温度动态曲线。

(a)表皮层($z=0 \mu\text{m}$)温度动态曲线;(b) PWS 层($z=250 \mu\text{m}$)温度动态曲线

Fig. 4 Dynamic curve of laser spot center temperature under different laser energy density during laser radiation with CSC.

(a) Surface layer temperature ($z=0 \mu\text{m}$); (b) PWS layer temperature ($z=250 \mu\text{m}$)

图 5 给出了无 CSC 以及有 CSC 作用下,激光作用结束时光斑中心皮肤组织的轴向温度分布。从图中可以看到由于黑色素和血色素对于激光能量的选择性吸收,在表皮以及 PWS 层内会形成两个温度高峰,而真皮层由于对治疗波段激光吸收不敏感而温度较低。通过比较发现,欲使 PWS 层达到损伤的温度阈值(假定为 70 °C^[18]),在无 CSC 作用下,所需激光能量为 6 J/cm²,但此时皮肤组织表面温度已经达到 90 °C 以上,极易造成皮肤表层的热损伤;而采取了 CSC 措施后,激光能量密度可提高 50%,达到 9 J/cm²,此时,PWS 层的温度远高于治疗阈值,这更加有利于病变血管的消融;另外,采用了 CSC 后,即使激光能量密度提高 50%,皮肤表面温度依然维持在热损伤阈值以下,避免了皮肤表层的热损伤。可见,采用了 CSC 措施后,一方面可以有效地保护皮肤表皮层,避免不必要的热损伤;另一方面,可以有效地提高激光能量密度,增强激光疗效。

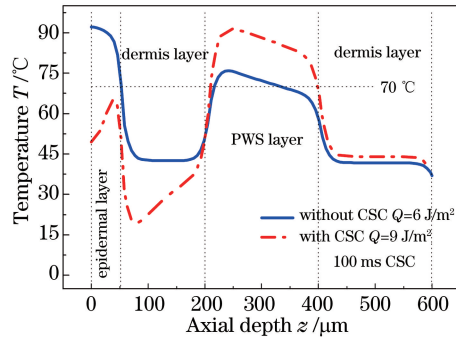


图5 激光作用结束时光斑中心皮肤组织轴向温度分布

Fig. 5 Axial temperature distribution of skin tissue in the spot center at the end of laser treatment

3.2 表面传热系数的影响

图6给出了不同表面传热系数 h 条件下皮肤表面温度动态曲线。以喷射时间100 ms为例,当表面传热系数较小时,增大表面传热系数无论在激光作用前还是在激光作用后都会明显降低皮肤表面温度。但当表面传热系数较大时,增加 h 对于表面温度的降低作用已经非常微弱,例如将表面传热系数从 $5 \times 10^3 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 增加到 $3 \times 10^4 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 时,表面温度平均可以降低约 $25 \text{ }^\circ\text{C}$,而当表面传热系数从 $3 \times 10^4 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 进一步增加到 $2 \times 10^5 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 时,表面温度仅仅下降了约 $5 \text{ }^\circ\text{C}$ 。制冷剂喷射冷却过程中皮肤表面传热系数取决于各种喷射条件,包括制冷剂的选择、喷嘴几何尺寸、喷射距离等。目前CSC中传热系数的准确量化是进一步优化CSC激光手术的重要前提,因而引起极大关注^[12-14, 19-20]。

图7给出了激光作用结束时表面传热系数对组织轴向温度分布的影响。以喷射时间100 ms为例,组织各点温度随 h 增加而降低。但随着 h 的增加温度降低的幅度也越来越小,组织各点温度趋于定值。这主要是由于人体组织的导热系数非常小,在高 h 条件下导热成为主要热阻,例如当 h 等于 $3 \times 10^4 \text{ W}/(\text{m}^2 \cdot \text{K})$ 时,对流热阻对整个换热过程热阻的贡献不足1%,这时进一步增加 h 对于表面温度的降低意义不大。

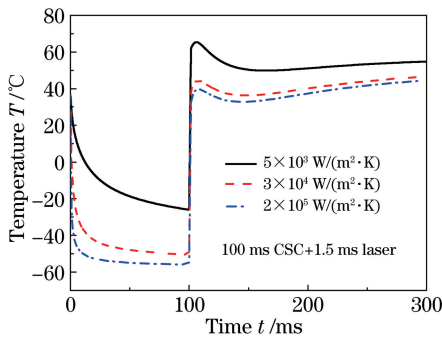


图6 不同表面传热系数条件下皮肤表面温度动态曲线

Fig. 6 Dynamic curve of skin surface temperature under different surface heat transfer coefficients

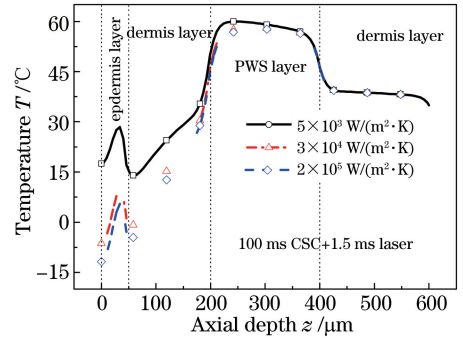


图7 不同表面传热系数条件下皮肤轴向温度分布曲线

Fig. 7 Distribution curve of axial skin temperature under different surface heat transfer coefficients

3.3 组织初始温度的影响

PWS的临床治疗中通常所采用的激光波段为 $585 \sim 595 \text{ nm}$,该波段的激光在血液内的传播深度十分有限,很难到达整个病变血管,因此造成PWS治疗的失败。文献[21]提出利用热空气流预热的方法可以获得较好的疗效。可见,在治疗过程中提高组织初始温度可以改善激光热疗疗效。

图8给出了不同组织初始温度及不同喷射时间下光斑中心处皮肤组织的轴向温度分布。从图8中可以看出:将组织初始温度提高到 $57 \text{ }^\circ\text{C}$,保持喷射时间100 ms不变时,表皮层及PWS层温度都将上升,虽然表皮层温度上升幅度较小,但对于表皮黑色素含量较高的患者仍存在热损伤的可能;将组织初始温度提高到 $57 \text{ }^\circ\text{C}$,并将喷射时间延长到150 ms时,表皮层的温度上升得到了很好的控制,基本上与 $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 初始温度时相同,PWS层温度与100 ms喷射时间相比有所降低,但仍远高于未提高初始温度前。可见,提高组织初始温度可以增加激光加热后PWS层内的终了温度,出于患者安全的考虑,应适当延长冷却时间以消除提高组织初始温度对于表皮层的影响。

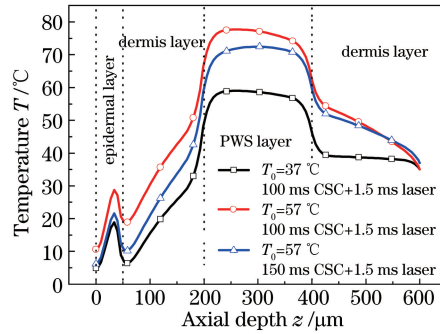


图 8 不同组织初始温度及不同喷射时间下光斑中心处皮肤组织轴向温度分布

Fig. 8 Axial skin temperature distribution at different initial temperature and under different injection time

4 结 论

通过计算机数值模拟的方法,定量地描述了 PWS 治疗过程中 CSC 的热作用机理,并分析了表面换热系数和组织初始温度等参数对皮肤组织温度分布的影响规律。结果表明,CSC 在激光治疗 PWS 过程中对表皮具有明显的保护作用,不但可以明显防止表皮层的热损伤,而且有助于增大激光能量密度,提升 PWS 层内的终了温度,从而改善治疗效果;皮肤表面温度随着表面传热系数的增加而降低,但随着表面传热系数的增大,降低的幅度不断减小,皮肤组织内部温度分布基本不再受表面传热系数的影响而趋于恒定;提高组织的初始温度有助于提高疗效,但同时增加了表皮层、真皮层的热损伤风险,若在提高初始温度的同时适当延长制冷剂喷射时间,可以明显降低热损伤风险。

参 考 文 献

- [1] Aguilar G, Majaron B, Verkruysse W, *et al.* Theoretical and experimental analysis of droplet diameter, temperature, and evaporation rate evolution in cryogenic sprays[J]. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2001, 44(17): 3201-3211.
- [2] Xing Linzhuang, Li Dong, Chen Bin, *et al.* Preparation of nano gold colloid and its effect on blood light absorptivity [J]. *Chinese J Lasers*, 2015, 42(6): 0604002.
邢林庄, 李 东, 陈 斌, 等. 纳米金胶体的制备及其对血液光吸收性的影响[J]. *中国激光*, 2015, 42(6): 0604002.
- [3] Cheng Gang, Zhong Qiu hai, Liu Fanguang, *et al.* Modeling and simulation of the acting factors on vascular selectivity of photodynamic therapy[J]. *Chinese J Lasers*, 2005, 32(6): 864-868.
程 刚, 钟秋海, 刘凡光, 等. 鲜红斑痣光动力治疗的模型仿真初步研究[J]. *中国激光*, 2005, 32(6): 864-868.
- [4] Cheng Gang, Zhong Qiu hai, Huang Naiyan, *et al.* Mathematics modeling and clinic experiment of photodynamic therapy for port wine stain[J]. *Chinese J Lasers*, 2006, 33(6): 857-862.
程 刚, 钟秋海, 黄乃艳, 等. 鲜红斑痣光动力治疗数学模型及临床验证[J]. *中国激光*, 2006, 33(6): 857-862.
- [5] Li Ruohui, Wu Wenjuan, Li Dong, *et al.* Experiments on transient thermal effects of multi-pulse Nd:YAG laser on blood vessels[J]. *Chinese J Lasers*, 2016, 43(11): 1107001.
李若晖, 吴文娟, 李 东, 等. 多脉冲 Nd:YAG 激光对血管瞬时热效应的实验研究[J]. *中国激光*, 2016, 43(11): 1107001.
- [6] Wu Li Juan, Li Dong, Xing Linzhuang, *et al.* Dynamic characteristics of vascular morphology after 1064 nm laser exposure[J]. *Chinese J Lasers*, 2016, 41(3): 0304001.
吴文娟, 李 东, 邢林庄, 等. 1064 nm 激光照射下血管形态的动态变化[J]. *中国激光*, 2016, 41(3): 0304001.
- [7] Li Kangying, Hou Zhanying. The current situation and development of the treatment of skin port wine stain with lasers and intense pulsed light source[J]. *Laser Journal*, 2006, 27(6): 85-86.
李康英, 侯占英. 激光与强脉冲光治疗皮肤鲜红斑痣的现状与进展[J]. *激光杂志*, 2006, 27(6): 85-86.
- [8] Zenie H H, Altshuler G B, Smirnov M Z, *et al.* Evaluation of cooling methods for laser dermatology[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2000, 26(2): 130-144.

- [9] Nelson J S, Milner T E, Anvariet B, *et al.* Dynamic epidermal cooling during pulsed laser treatment of port-wine stain. A new methodology with preliminary clinical evaluation[J]. Archives of Dermatology, 1995, 131(6): 695-700.
- [10] Zhou Zhifu, Xin Hui, Chen Bin, *et al.* Evaporation characteristics of a single droplet in laser treatment of PWS in conjunction with cryogen spray cooling[J]. Chinese J Lasers, 2008, 35(6): 952-956.
周致富, 辛 惠, 陈 斌, 等. 激光手术喷雾冷却中单个液滴蒸发模型[J]. 中国激光, 2008, 35(6): 952-956.
- [11] Nelson J S, Milner T E, Svaasand L O. Apparatus and method for dynamic cooling of biological tissues for thermal mediated surgery: US6171301[P]. 2001-09-01.
- [12] Aguilar G, Wang G X, Nelson J S. Effect of spurt duration on the heat transfer dynamics during cryogen spray cooling [J]. Physics in Medicine and Biology, 2003, 48(14): 2169-2181.
- [13] Franco W, Liu J, Wang G X, *et al.* Radial and temporal variations in surface heat transfer during cryogen spray cooling [J]. Physics in Medicine and Biology, 2005, 50(2): 387-397.
- [14] Aguilar G, Wang G X, Nelson J S. Dynamic behavior of cryogen spray cooling: effects of spurt duration and spray distance[J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2003, 32(2):152-159.
- [15] Aguilar G, Diaz S H, Lavernia E J, *et al.* Cryogen spray cooling efficiency: improvement of port wine stain laser therapy through multiple-intermittent cryogen spurts and laser pulses[J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2002, 31 (1): 27-35.
- [16] Tao Wenquan. Numerical heat transfer[M]. 2nd edition. Xi'an: Xian Jiaotong University Press, 2005.
陶文铨. 数值传热学[M]. 2 版. 西安: 西安交通大学出版社, 2005.
- [17] Tunnell J W, Nelson J S, Torres J H, *et al.* Epidermal protection with cryogen spray cooling during high fluence pulsed dye laser irradiation: an *ex vivo* study[J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2000, 27(4): 373-383.
- [18] Mckenzie A L. Physics of thermal process in laser-tissue interaction[J]. Physics in Medicine and Biology, 1990, 35(9): 1175-1209.
- [19] Li D, He Y L, Liu Y W, *et al.* Numerical analysis of cryogen spray cooling of skin in dermatologic laser surgery using realistic boundary conditions[C]. 22th International Congress Refrigeration Conference, 2007.
- [20] Li D, He Y L, Wang G X, *et al.* Numerical analysis of cold injury of skin in cryogen spray cooling for dermatologic laser surgery[C]. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 2007, 8: 673-681.
- [21] Jia W, Aguilar G, Verkruysse W, *et al.* Improvement of port wine stain laser therapy by skin preheating prior to cryogen spray cooling: a numerical simulation[J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2006, 38(2): 155-162.