

太田痣激光手术中瞬态制冷剂喷雾冷却性能与光衰减特性研究

田加猛^{1,2}, 陈斌^{2*}, 周致富², 李东²

¹ 江苏大学能源与动力工程学院, 江苏 镇江 212013;

² 西安交通大学动力工程多相流国家重点实验室, 陕西 西安 710049

摘要 太田痣激光热疗的原理是用激光能量崩解真皮增生的黑色素,但表皮正常黑色素同样吸收激光能量,需要对其进行预冷却以避免热损伤。已经成功应用于辅助治疗葡萄酒色斑的瞬态制冷剂喷雾冷却很有潜力,但需进一步提高冷却能力并缩短液膜残留时间以避免对激光能量的衰减和皮肤感染。具有低沸点、高潜热、低全球变暖潜能值的 R-32 制冷剂有望成为 R-134a 和 R-404A 制冷剂的替代品。搭建了制冷剂瞬态喷雾冷却与激光能量衰减测试系统对喷雾冷却性能开展了实验研究。R-32 制冷剂喷雾冷却下的热流密度峰值最大($519.0 \text{ kW} \cdot \text{m}^{-2}$)且液膜残留时间最短(142 ms),对 755 nm 和 1064 nm 的激光能量衰减最小。在喷雾开始 63 ms 后,R-32 制冷剂喷雾对 1064 nm 激光的能量衰减小于 6%。R-32 制冷剂喷雾的冷却能力强,液膜残留时间短,对激光衰减小且对环境友好,表明 R-32 制冷剂具有较好的临床应用潜能。

关键词 医用光学; 瞬态喷雾冷却; 太田痣激光手术; R-32; 冷却性能; 激光能量衰减

中图分类号 TK124; R751.05

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202249.0507104

1 引言

激光技术的迅猛发展促进了其在激光测绘、激光加工、国防安全、激光通信以及生物医学等领域中的应用^[1-5]。以生物医学为例,激光皮肤手术具有术后不出血、创伤性小、副作用小、疗效显著等优点,已成为太田痣临床治疗的首选疗法^[6]。太田痣是一种真皮色素增生性皮肤病,好发于有色人种,中国人的发病率为 0.4%~0.8%^[7],患者中男女比例约为 1:5^[8]。

根据选择性光热效应^[9],选择合适波段的激光(如 694, 755, 1064 nm)照射皮肤组织,可使激光能量最大限度地被真皮增生黑色素吸收,同时避免周围正常组织的热损伤。色素颗粒吸收激光能量后受热膨胀并发生瞬间爆破崩解,继而浅表化、脱落或被巨噬细胞吞噬代谢出体外^[10],达到祛除色素、漂白皮肤的目的。但人体尤其是黄种人表皮层内同样含

有对激光具有强吸收的正常黑色素,激光在到达真皮内病变色素之前必须先穿越表皮层,往往造成出血、表皮灼伤和色素减退等副作用^[11]。为了解决上述问题,急需开发有效的表皮冷保护技术。

制冷剂喷雾冷却(Cryogen Spray Cooling, CSC)具有冷却能力强、表面液膜蒸发快、高空间/时间选择性以及对人体无毒等优势,已在激光治疗葡萄酒色斑(Port Wine Stain, PWS)中得到大量应用^[12]。PWS 由真皮毛细血管的畸形增生引起,治疗原理是通过血红蛋白吸收激光能量损伤病变血管。在激光治疗前辅以短脉冲的制冷剂喷雾冷却,可有效防止表皮黑色素和真皮血红蛋白竞争性吸收激光能量带来的表皮灼伤^[12],进而提高激光许用能量、改善治疗效果。与 PWS 激光手术不同的是,太田痣治疗中表皮正常黑色素与真皮增生黑色素对激光能量的竞争性吸收无法通过改变激光波长来避免,且太田痣治疗激光脉宽更短、峰值功率更高,需

收稿日期: 2021-12-02; 修回日期: 2022-01-05; 录用日期: 2022-01-11

基金项目: 国家自然科学基金(52036007, 52106201)、江苏省自然科学基金(BK20210763)

通信作者: *chenbin@mail.xjtu.edu.cn

要更高冷量。此外,制冷剂喷雾冷却时,大量液滴撞击至皮肤表面发生复杂的相变传热并汇聚形成液膜。一方面,液膜对激光的吸收和散射会造成激光能量的衰减;另一方面,黑色素的爆破崩解通常伴随着患处破损和出血,为了避免感染和阻碍皮肤碎屑的排出,不能在患处皮肤表面大量残留液膜。因此,辅助太田痣激光手术的 CSC 需要更高的冷却量和更短的液膜残留时间。

PWS 临床手术广泛采用标准大气压下沸点为 $-26.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ 的 R-134a 制冷剂作为冷却工质,学者们展开了大量的研究,包括喷雾时间和距离^[13-14]、喷射角度^[15]、基体初温^[16-17]以及相对湿度^[18-19]等。目前临床上广泛使用的制冷剂主要为 R-134a 制冷剂和液氮。R-134a 制冷剂的使用虽已获得美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration, FDA)的批准,但对于表皮黑色素含量较高的黄色和黑色人种(V-VI 型皮肤)冷却效果不佳^[20],难以达到理想的治疗效果。R-404A 制冷剂的沸点更低($-46.1\text{ }^{\circ}\text{C}$),具有更强的冷却能力和高时间/空间选择性,可作为 R-134a 制冷剂的临床替代品^[21-22]。但是, R-134a 和 R-404A 制冷剂的全球变暖潜能(Global Warming Potential, GWP)值分别高达 1430 和 3850,已被列为限制使用。成功应用于器官低温保存^[23]和肿瘤等疾病冷冻治疗^[24]的液氮沸点(常压下为 $-196.6\text{ }^{\circ}\text{C}$)较低,应用于激光皮肤手术中易导致皮肤冻伤,因此不适用于太田痣的临床治疗。相比 R-134a 和 R-404A, R-32 制冷剂的沸点更低($-51.9\text{ }^{\circ}\text{C}$)、潜热更高($270910\text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$)、GWP 值更低(675),且动物实验表明,急性吸入毒性非常小,

对人体无副作用^[25],有望成为太田痣临床治疗的新型制冷剂。前人多采用 R-134a 和 R-404A 作为冷却工质^[21-22, 26],而关于瞬态 R-32 喷雾冷却的研究鲜有报道。

在液膜对激光能量的衰减方面, Ramirez-San-Juan 等^[27-28]研究了相对湿度对 R-134a 喷雾衰减激光能量的影响,发现当相对湿度增大至 57% 时,激光能量可衰减 45%。Choi 等^[29-30]也开展了喷雾冷却对激光能量的衰减研究。上述学者的研究对象均为 R-134a 喷雾冷却,且所使用的激光也非临床治疗太田痣常用的 755 nm 和 1064 nm 波长激光。此外,上述文献缺乏瞬态喷雾过程对激光能量衰减机理的深入研究,无法为太田痣激光皮肤手术中的表皮辅助冷却技术提供精准化的理论参考。关于制冷剂 R-404A 和 R-32 喷雾对临床使用激光(755 nm 和 1064 nm)能量衰减机理的研究亟待开展。为了指导喷雾冷却的临床应用,需综合考虑冷却能力、液膜残留时间、喷雾对激光的衰减以及环境友好性,从而评估制冷剂的临床应用潜能。

本文通过搭建制冷剂瞬态喷雾冷却和激光能量衰减测试系统,对比研究了 R-134a、R-404A 和 R-32 喷雾的冷却性能,揭示了表面热流密度的动态变化规律,定量化测量了三种制冷剂对 755 nm 和 1064 nm 激光能量的衰减,从而论证了新型制冷剂 R-32 临床应用的可行性,以期为太田痣临床治疗辅助冷却技术提供精准化理论参考。

2 实验系统和方法

如图 1 所示,实验系统由喷雾冷却与激光能量

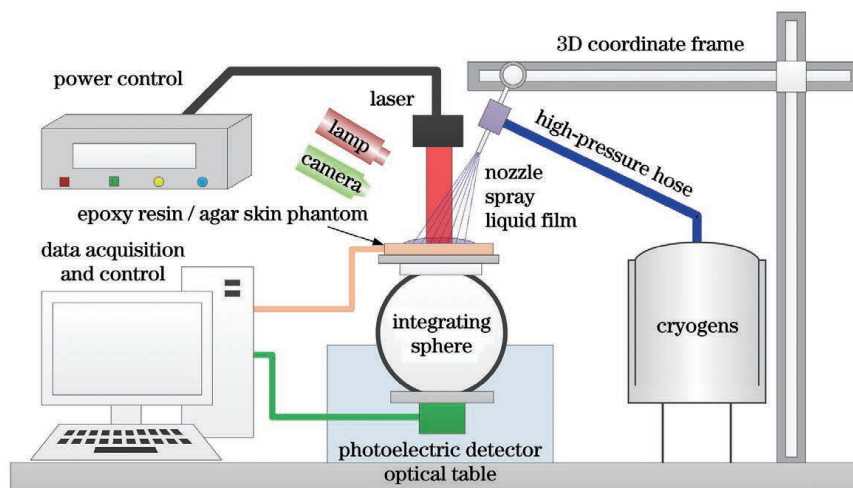


图 1 瞬态制冷剂喷雾冷却与激光能量衰减测试系统

Fig. 1 Transient cryogen spray cooling and laser attenuation measurement system

衰减测试两个子系统构成,分别用于喷雾冷却性能研究及对激光的动态衰减特性研究。喷雾冷却子系统由制冷剂储罐、高压软管、快速反应电磁阀、喷嘴、三维位移台、环氧树脂板以及表面温度测量装置等组成。

本文选用杜邦公司生产的 R-134a(CH₂FCF₃)、R-404A [R-125 (CF₃CHF₂, 质量分数为 44%)、R-143a (C₂H₃F₃, 质量分数为 52%) 和 R-134a (CH₂FCF₃, 质量分数为 4%) 组成的非共沸混合物] 和 R-32(CH₂F₂) 三种制冷剂开展对比研究,其热物性如表 1 所示。制冷剂以各自饱和压力储存于定制高压储罐内,可有效防止制冷剂在高压软管内气化。

表 1 25 °C 和 101325 Pa 条件下三种制冷剂的热物性

Table 1 Thermophysical properties of three cryogens under conditions of 25 °C and 101325 Pa

Property	R-134a	R-404A	R-32
Density ρ / (kg · m ⁻³)	1206.7	1044.1	961.0
Specific heat c_p / (J · kg ⁻¹ · K ⁻¹)	1424.6	1542.3	1936.7
Thermal conductivity λ / (W · m ⁻¹ · K ⁻¹)	0.0811	0.0646	0.1259
Surface tension σ / (N · m ⁻¹)	0.0081	0.0046	0.0067
Viscosity η_l / (Pa · s ⁻¹)	0.00020	0.00013	0.00011
Boiling point T_b / °C	-26.1	-46.5	-51.9
Latent heat h_{fg} / (J · kg ⁻¹)	216000	230260	270910
Saturation pressure P_{sat} / MPa	0.67	1.25	1.69

冷却基体选用环氧树脂(尺寸为 50 mm × 50 mm × 5 mm),其热物性与人体表皮相似,如图 2 所示。通过磁控溅射镀膜技术,在待冷却基体表面沉积了厚度为 2 μm 的 T 型薄膜热电偶(Thin-film Type-T Thermocouple, TFTC)以测量表面温度,温度采集以及喷雾时间的控制通过采集板卡完成。静态校核和动态标定结果显示,温度测量误差小于 ±0.5%,动态响应时间为 1.2 μs^[31]。在获得实时表

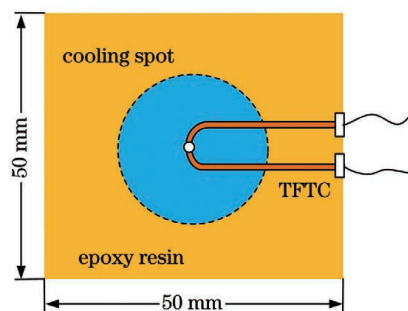


图 2 环氧树脂板及 TFTC 表面测温

Fig. 2 Epoxy resin and TFTC surface temperature measurement

制冷剂经由高压软管进入不锈钢直管喷嘴(管长 $L=60$ mm,内径 $D=0.8$ mm)并雾化成大量细小液滴,喷射至冷却基体表面,与之发生剧烈的强制对流和相变换热。在喷嘴前安装快速响应电磁阀以精确控制喷雾时间(开闭时间小于 6 ms)。本课题组前期研究^[14]表明,当喷雾时间大于 50 ms 时,表面热流密度不再受喷雾时间的影响,延长喷雾时间已不能提升冷却效果。因此,本文将喷雾时间设置为 50 ms。临床上为了避免喷嘴与激光发生空间干涉,激光垂直照射皮肤,喷嘴倾斜放置。实验中,喷嘴轴线与冷却基体的夹角设置为 60°,喷嘴出口与基体表面的距离为 30 mm。

面温度之后,利用 Duhamel 定理反算表面热流密度,热流密度计算标准偏差为 4.21 kW · m⁻²^[32]。

为了研究喷雾冷却对激光能量的动态衰减特性,选用琼脂仿体代替人体皮肤开展实验,这是因为琼脂仿体具备与人体皮肤相近的光学特性,且稳定性高、易于制备。琼脂仿体的主要成分为琼脂、印度墨水以及脂肪乳剂,分别用于模拟人体皮肤中的基质、吸收成分(黑色素等)和散射成分(胶原纤维和弹性纤维等),制备后的固态皮肤仿体尺寸为 20 mm × 20 mm × 1 mm。琼脂仿体的制备过程^[33]如下:1)将 1 mL 印度墨水用移液管移至 100 mL 的容量瓶中,加入蒸馏水定容备用;2)用移液管将 1.2 mL 印度墨水溶液和 10 mL 质量分数为 20% 的脂肪溶剂移入 50 mL 的容量瓶中,用蒸馏水定容后放入 70 °C 的水浴中加热备用;3)用 50 mL 温度为 70 °C 的蒸馏水溶解 1.5 g 琼脂粉,将溶液搅拌加热到 95 °C 后冷却至 70 °C;4)将琼脂溶液与印度墨水和脂肪乳液在 70 °C 温度下进行混合,混合过程中不断搅拌,随后冷却至 50 °C;5)将上述溶液浇注在长度为

20 mm、宽度为 25 mm、深度为 1 mm 的模具中,待仿体凝固后即可进行光学特性的相关测量。

积分球测量技术是测量组织光学性能的常用方法,积分球内壁涂有均匀反射层,反射率高达 97%,光由皮肤仿体透射进入积分球后,进行多次反射,最后由硅光电传感器探测光强信号,转化为电信号后通过采集板卡进行信号采集和处理。光电探测器的响应时间为 30 ns,响应率为 0.6 A/W,满足实验要求。为了研究整个制冷剂喷雾冷却过程(包括液滴、液膜以及结霜的形成和发展过程)对激光能量的瞬态衰减特性,实验中采用临床广泛使用的 755 nm 和 1064 nm 连续激光照射琼脂仿体。当激光开始照射时同步触发 50 ms 脉冲喷雾冷却,使用硅光电探测器采集喷雾开始 2 s 内的电压数据,通过数据转换后记录于电脑中。类似的激光与喷雾工作顺序也被 Choi 等^[29-30]采用。激光光斑直径均为 6 mm、功率为 0.5 W。使用透光率(Light Transmittance, LT)定量表征喷雾过程对激光能量的衰减,透光率定义为喷雾冷却过程中透射光强与初始透射光强的比值。实验中透光率的测量误差为 $\pm 3\%$,满足测试要求。

本文使用 CCD 相机反射法记录喷雾液滴和表面液膜的沉积及发展过程。高速相机倾斜放置在琼脂仿体上方,与仿体平面成 45° 夹角。拍摄频率设置为 2000 frame/s,曝光时间为 0.5 ms。

3 实验结果与讨论

3.1 瞬态制冷剂喷雾的冷却性能

图 3 所示为不同制冷剂喷雾冷却环氧树脂表面温度的瞬态变化,其中 τ 为液膜的残留时间。使用不同制冷剂时环氧树脂表面温度呈现相似的变化趋

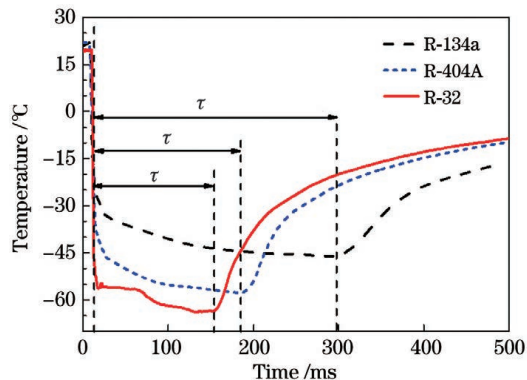


图 3 不同制冷剂喷雾冷却过程中表面温度的瞬态变化
Fig. 3 Time-resolved surface temperature during spray cooling with different cryogenes

势。当大量高速冷液滴撞击基体表面时,表面温度在 20 ms 内几乎呈垂直下降。随后液滴聚集形成液膜,表面温度缓慢下降至最低值。随着液膜蒸发完全,基体表面与空气接触,表面温度缓慢上升。R-134a、R-404A 和 R-32 喷雾冷却下的表面最低温度分别为 -46.1 , -57.9 , -63.7 $^\circ\text{C}$ 。将表面温度缓慢下降阶段定义为液膜残留期。R-134a 的液膜残留时间最长(285 ms),R-32 液膜的残留时间最短(142 ms)。这主要是因为 R-32 的沸点最低、潜热最高(表 1),液膜与周围环境的传热温差最大,液膜蒸发最为迅速。

图 4 所示为不同制冷剂喷雾冷却表面热流密度的瞬态变化。可以看出,使用不同制冷剂时喷雾中心处表面热流密度呈现相似的变化趋势。由于剧烈的相变及高强度的对流传热,表面热流密度迅速上升至最大值,之后热流密度迅速下降。在喷雾结束后,表面液膜快速蒸发消失,热流密度降至 0。三种制冷剂喷雾冷却下的表面热流密度峰值(q_{\max})分别为 294.9, 377.4, 519.0 $\text{kW}\cdot\text{m}^{-2}$,表明 R-32 具有最佳的冷却能力。相比 R-134a 与 R-404A, R-32 喷雾冷却下的热流密度峰值分别增大了 79.5% 和 37.5%,主要是由于 R-32 的蒸发潜热、比热容及导热系数较高, R-32 喷雾具备较大的散热能力与散热速率。同时, R-32 的 GWP 值仅为 R-134a 和 R-404A 的 47.2% 和 17.5%。因此,从冷却能力、液膜残留时间和环境友好性角度出发,使用 R-32 替代 R-134a 和 R-404A 制冷剂在理论上是可行的。

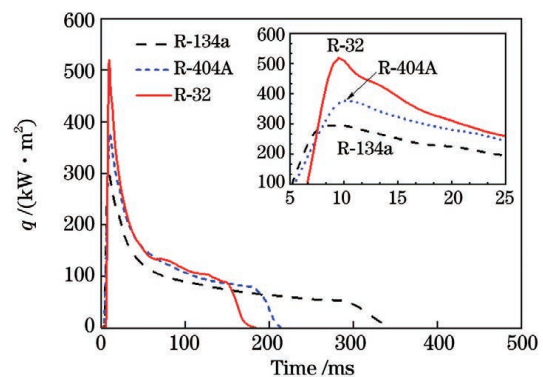


图 4 不同制冷剂喷雾冷却表面热流密度的瞬态变化
Fig. 4 Time-resolved surface heat flux during spray cooling with different cryogenes

课题组前期通过理论推导并定义了用于表征喷雾冷却对流换热阻力与冷却基体内部导热阻力之比的喷雾毕渥数 B_i^* ^[22],即

$$B_i^* = \frac{h^* \delta}{\lambda}, \quad (1)$$

式中： h^* 为喷雾冷却的对流换热系数，其物理意义为当液滴与基体表面间的温差为 $1\text{ }^\circ\text{C}$ 时单位面积上每秒的传热量，反映了喷雾冷却对流换热的强弱，且 $h^* = q / (T_0 - T_d)$ ，其中 T_0 和 T_d 分别为基体初温和液滴温度； δ 为基体厚度； λ 为基体导热

系数。引入傅里叶数 ($F_{os} = at / \delta^2$) 表征喷雾冷却的瞬态特性，其中， a 和 t 分别为基体热扩散系数和时间。

本课题组前期研究发现，R-134a、R407C 和 R-404A 三种制冷剂喷雾的瞬态热流密度存在相似性，并使用最小二乘法进行曲线拟合，获得的瞬态热流密度关联式^[22]为

$$\frac{B_i^*}{B_{i\max}^*} = \begin{cases} \frac{F_{os}}{F_{os,\max}}, & 0 \leq \frac{F_{os}}{F_{os,\max}} \leq 1 \\ 1.265e^{-\left(\frac{F_{os}}{1.9F_{os,\max}}\right)} + 0.25, & 1 < \frac{F_{os}}{F_{os,\max}} \leq 14 \end{cases}, \quad (2)$$

式中： $B_{i\max}^*$ 为喷雾毕渥数 B_i^* 的峰值； $F_{os,\max}$ 为傅里叶数 F_{os} 的峰值。

结合本文 R-32 的实验结果，将四种制冷剂无量纲热流密度与关联式进行对比，如图 5 所示。可以看出，四种制冷剂的无量纲热流密度存在相似性。瞬态热流密度的变化可以分为快速沸腾冷却和表面液膜蒸发冷却两个阶段^[22]。在第一阶段 ($F_{os} / F_{os,\max} < 1$)，表面传热由表面沸腾主导。当大量高速液滴撞击表面并聚集成液膜铺展时，过冷液滴与表面之间发生快速剧烈的沸腾传热。同时，大量的汽化核心在液膜内产生，高速液滴与气泡的剧烈扰动使得传热强化。热流密度由 0 快速增大至最大值 q_{\max} ，相应地， $B_i^* / B_{i\max}^*$ 由 0 增大至 1。第二阶段 ($F_{os} / F_{os,\max} > 1$)，表面传热由液膜蒸发主导。尽管表面液膜快速持续蒸发，但由于源源不断的液滴撞击进入液膜内，液膜厚度增大，过冷液滴与表面之间的传热恶化，表面热流密度呈指数衰减， $B_i^* / B_{i\max}^*$

最终稳定在 0.2 附近。在喷雾结束后 ($F_{os} / F_{os,\max} \approx 5$)，由于无液滴冲击基体表面，加之表面液膜的蒸发迅速，液膜厚度越来越薄，直至蒸发完全，表面热流密度缓慢降低。

3.2 瞬态制冷剂喷雾的光衰减特性

前文已对制冷剂喷雾的冷却性能进行了系统研究，然而制冷剂喷雾应用于临床治疗还需考虑喷雾过程对激光的衰减。图 6 所示为 1064 nm 激光照射下，R-134a 瞬态喷雾过程中透光率随时间的变化，喷雾时间 $\Delta t = 50\text{ ms}$ 。喷雾过程对激光能量的衰减可分为液滴散射、液膜吸收以及霜层吸收三个阶段。

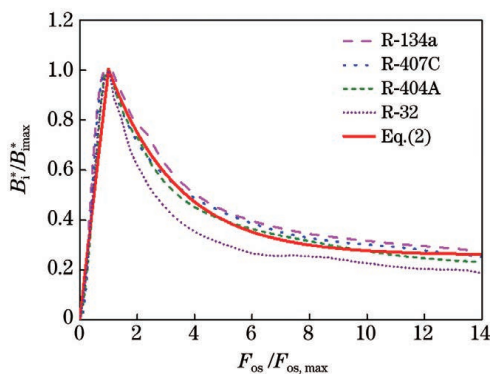


图 5 不同制冷剂喷雾冷却的表面热流密度无量纲关联式与实验结果的对比

Fig. 5 Comparison of dimensionless surface heat flux correlation and experimental results during spray cooling with different cryogens

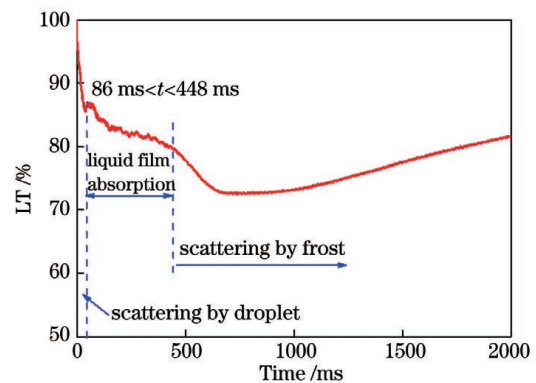


图 6 R-134a 瞬态喷雾过程中透光率随时间的变化

Fig. 6 Time-resolved light transmittance during R-134a spray cooling

结合喷雾液膜残留及结霜现象的可视化观测结果(图 7)，可以发现，在喷雾初始时刻，由于大量液滴对激光散射，透光率在 50 ms 内几乎垂直下降。随后液滴撞击至仿体表面并聚集成液膜，液膜对激光能量的吸收导致透光率缓慢下降。随着液膜的蒸发并伴随结霜形成，霜层对激光能量的强烈散射导

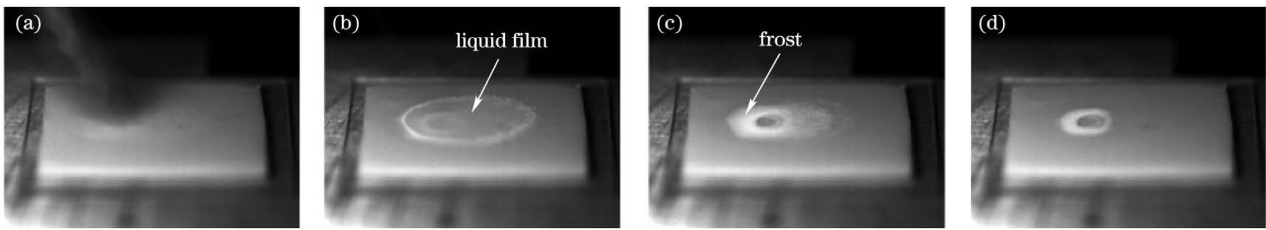


图 7 不同时刻 R-134a 喷雾液膜残留及结霜现象。(a) 50 ms;(b) 200 ms;(c) 750 ms;(d) 1500 ms

Fig. 7 Liquid film deposition and frost formation during R-134a spray cooling at different moments. (a) 50 ms; (b) 200 ms; (c) 750 ms; (d) 1500 ms

致透光率进一步下降至最低值 72%。最后,表面霜层缓慢蒸发,霜层厚度不断减小,透光率缓慢回升。可以看出,结霜过程对激光能量的衰减作用最强。

R-32 具有更低沸点和更高潜热,液膜蒸发迅速,无明显液膜残留期,且结霜少,对 755 nm [图 8(a)]和 1064 nm [图 8(b)]激光能量的吸收均最小。如图 8(b)所示,相比于 R-404A 喷雾,R-134a 在初始喷雾阶段 ($t < 50$ ms) 内对 1064 nm 激光的

能量衰减更强,其原因如图 9 所示。R-404A 相比 R-134a,沸点较低、潜热较高,但收缩型喷雾易造成液膜堆积,导致较厚的液膜和霜层,其在霜层散射阶段对 1064 nm 激光的衰减较强。当 $t > 63$ ms 时,R-32 喷雾对 1064 nm 激光能量的衰减小于 6%,满足 CSC 临床应用要求。因此,无论从冷却能力、液膜残留时间、喷雾对激光的衰减还是环境友好性角度出发,R-32 都具备较好的临床应用潜能,可作为

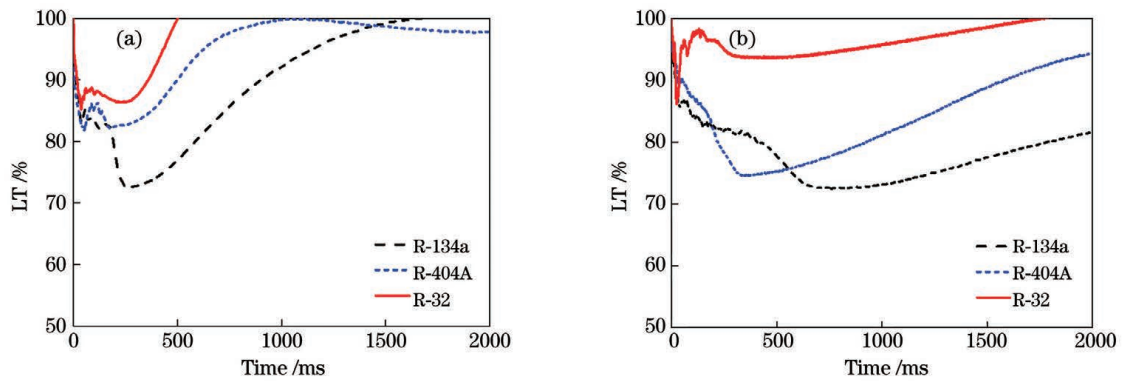


图 8 制冷剂种类对瞬态喷雾过程不同激光透光率的影响。(a) 755 nm 激光;(b) 1064 nm 激光

Fig. 8 Effect of cryogen type on time-resolved light transmittance during transient spray. (a) 755 nm laser; (b) 1064 nm laser

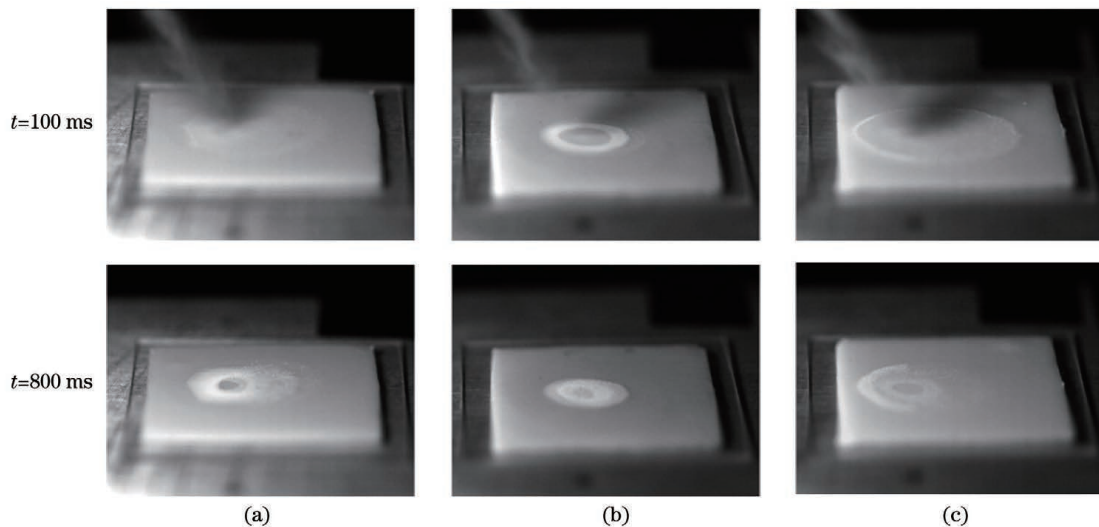


图 9 不同制冷剂的液膜残留及结霜现象。(a) R-134a;(b) R-404A;(c) R-32

Fig. 9 Liquid film deposition and frost formation under different cryogenes. (a) R-134a; (b) R-404A; (c) R-32

R-134a 和 R-404A 的替代制冷剂。然而 R-32 尚无医用版,其临床应用安全性和可行性仍需临床实验验证,本文的研究结果可为临床新型制冷剂的筛选提供理论基础和科学指导。

如图 9 所示,三种制冷剂喷雾冷却下仿体表面均出现结霜。未来的研究将更多致力于抑制霜层产生,一方面可选择诸如液态 CO_2 (标准沸点为 $-37\text{ }^\circ\text{C}$) 等快速汽化工质,使其在皮肤表面无液膜残留,另一方面可采用冷空气射流耦合制冷剂喷雾复合冷却技术,冷空气吹扫加速液膜蒸发,同时吹去霜层和激光治疗时产生的皮屑,有望大幅削减霜层和皮屑对后续入射激光的衰减。

4 结 论

搭建了制冷剂瞬态喷雾冷却与激光能量衰减测试系统,对 R-134a、R-404A 和 R-32 喷雾的瞬态表面冷却性能及光衰减特性开展了对比研究。使用高速相机对制冷剂喷雾过程中的液滴冲击、液膜发展及结霜现象进行了可视化观测。

研究发现,R-134a、R-404A 和 R-32 喷雾冷却基体表面所能达到的最低温度分别为 -46.1 , -57.9 , $-63.7\text{ }^\circ\text{C}$,表面最大热流密度分别为 $294.9, 377.4, 519.0\text{ kW}\cdot\text{m}^{-2}$,表明 R-32 具有最佳的冷却能力。相比 R-134a 和 R-404A, R-32 喷雾冷却下的热流密度峰值分别增大了 79.5% 和 37.5% 。R-134a 的液膜残留时间最长 (285 ms), R-32 的液膜残留时间最短 (142 ms)。

基于课题组前期实验数据,将喷雾毕渥数 B_i^* 和傅里叶数 F_{os} 无量纲化之后,发现 R-134a、R-404A、R-407C 和 R-32 喷雾冷却无量纲热流密度存在相似性。CSC 表面传热可分为快速沸腾冷却及液膜蒸发冷却两个阶段,在第一阶段 ($F_{os}/F_{os,max} < 1$),表面传热由表面沸腾主导,在第二阶段 ($F_{os}/F_{os,max} > 1$),表面传热由液膜蒸发主导。

瞬态喷雾对激光能量的衰减过程可分为液滴散射、液膜吸收以及霜层吸收三个阶段,结霜过程对激光能量的衰减作用最强。R-32 具有更低沸点、更高潜热,液膜蒸发迅速,无明显液膜残留期,且结霜少,对 755 nm 和 1064 nm 激光能量的吸收均最小。当 $t > 63\text{ ms}$ 时 R-32 喷雾对 1064 nm 激光的能量衰减小于 6% 。综合考虑冷却能力、液膜残留时间、喷雾对激光的衰减以及环境友好性,R-32 具备最佳的临床应用潜能。但需要注意,R-32 尚无医用版,其临床应用安全性和可行性仍需临床实验验证。

参 考 文 献

- [1] Park J, Brady D J, Zheng G A, et al. Review of bio-optical imaging systems with a high space-bandwidth product[J]. *Advanced Photonics*, 2021, 3: 044001.
- [2] A Z W, Wu Y, Xiao Y, et al. Research progresses of process technology in ultrafast laser micro-hole drilling[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(8): 0802013.
阿占文, 吴影, 肖宇, 等. 超快激光微孔加工工艺研究进展[J]. *中国激光*, 2021, 48(8): 0802013.
- [3] Liu Z J, Yang W Q, Han K, et al. Research on the design criteria of laser weapons[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2021, 48(12): 1201001.
刘泽金, 杨未强, 韩凯, 等. 激光武器设计准则探讨[J]. *中国激光*, 2021, 48(12): 1201001.
- [4] Chen J W, Gong H, Yuan J. Multispectral imaging technology and its applications in biomedicine [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(4): 0400001.
陈键伟, 龚辉, 袁菁. 多光谱成像技术及其在生物医学中的应用[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, 58(4): 0400001.
- [5] Yan Z Q, Hu C Q, Li Z M, et al. Underwater photon-inter-correlation optical communication [J]. *Photonics Research*, 2021, 9(12): 12002360.
- [6] Rujimethapass N, Manuskiatti W, Wanitphakdeedecha R, et al. Ocular manifestations of facial port-wine stain, nevus of Ota, and phakomatosis pigmentovascularis in Asian patients [J]. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 2021, 85(5): 1194-1200.
- [7] Zhao X Z, Ji Y L, Ma B B, et al. Clinical analysis of Q-switched alexandrite laser in the treatment of Ota's nevus [J]. *Chinese Journal of Medical Aesthetics and Cosmetology*, 2002(5): 261-262.
赵小忠, 纪彦林, 马冰冰, 等. 调 Q 开关翠绿宝石激光治疗太田痣临床分析[J]. *中华医学美容美容杂志*, 2002(5): 261-262.
- [8] Shah V V, Bray F N, Aldahan A S, et al. Lasers and nevus of Ota: a comprehensive review[J]. *Lasers in Medical Science*, 2016, 31(1): 179-185.
- [9] Anderson R R, Parrish J A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation[J]. *Science*, 1983, 220(4596): 524-527.
- [10] Alster T S, Williams C M. Treatment of nevus of Ota by the Q-switched alexandrite laser [J]. *Ophthalmology*, 1995, 21(7): 592-596.
- [11] Sethuraman G, Sharma V K, Sreenivas V. Melanin index in assessing the treatment efficacy of 1064 nm

- Q switched Nd-YAG laser in nevus of Ota [J]. Journal of Cutaneous and Aesthetic Surgery, 2013, 6(4): 189-193.
- [12] Nelson J S, Milner T E, Anvari 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.
- [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] Zhou Z F, Chen B, Wang Y S, et al. An experimental study on pulsed spray cooling with refrigerant R-404A in laser surgery [J]. Applied Thermal Engineering, 2012, 39: 29-36.
- [15] Aguilar G, Vu H, Nelson J S. Influence of angle between the nozzle and skin surface on the heat flux and overall heat extraction during cryogen spray cooling [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(10): N147-N153.
- [16] Jia W C, Aguilar G, Wang G X, et al. Heat-transfer dynamics during cryogen spray cooling of substrate at different initial temperatures [J]. Physics in Medicine and Biology, 2004, 49(23): 5295-5308.
- [17] Jia W C, 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.
- [18] Franco W, Liu J, Aguilar G. Interaction of cryogen spray with human skin under vacuum pressures [J]. WIT Transactions on the Built Environment, 2005, 84: 153-162.
- [19] Majaron B, Kimel S, Verkruysse W, et al. Cryogen spray cooling in laser dermatology: effects of ambient humidity and frost formation [J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2001, 28(5): 469-476.
- [20] Dai T H, Yaseen M A, Diagaradjane P, et al. Comparative study of cryogen spray cooling with R-134a and R-404A: implications for laser treatment of dark human skin [J]. Journal of Biomedical Optics, 2006, 11: 041116.
- [21] Zhou Z F, Chen B, Wang R, et al. Comparative investigation on the spray characteristics and heat transfer dynamics of pulsed spray cooling with volatile cryogens [J]. Experimental Thermal and Fluid Science, 2017, 82: 189-197.
- [22] Tian J M, Chen B, Li D, et al. Transient spray cooling: similarity of dynamic heat flux for different cryogens, nozzles and substrates [J]. International Journal of Heat and Mass Transfer, 2017, 108: 561-571.
- [23] Bahroudi Z, Zarnaghi M R, Izadpanah M, et al. Review of ovarian tissue cryopreservation techniques for fertility preservation [J]. Journal of Gynecology Obstetrics and Human Reproduction, 2022, 51(2): 102290.
- [24] Chen C F, Chu H C, Chen C M, et al. A safety comparative study between freezing nitrogen ethanol composite and liquid nitrogen for cryotherapy of musculoskeletal tumors [J]. Cryobiology, 2018, 83: 34-39.
- [25] Tian J M, Chen B, Zhou Z F, et al. Theoretical study on cryogen spray cooling in laser treatment of Ota's nevus: comparison and optimization of R134a, R404A and R32 [J]. Energies, 2020, 13(21): 5647.
- [26] Zhou Z F, Lu G Y, Zhu D Q, et al. The performance of droplet evaporation model in predicting droplet dynamics and thermal characteristics for R134a single isolated droplet and two-phase flashing spray [J]. Aerospace Science and Technology, 2019, 93: 105363.
- [27] Ramirez-San-Juan J C, Choi B, Franco W, et al. Effects of relative humidity on laser light transmittance during cryogen spray cooling of *in vitro* skin phantoms [J]. Proceedings of SPIE, 2005, 5686: 154-158.
- [28] Ramirez-San-Juan J C, Choi B, Franco W, et al. Effect of ambient humidity on light transmittance through skin phantoms during cryogen spray cooling [J]. Physics in Medicine and Biology, 2006, 51(1): 113-120.
- [29] Choi B, Aguilar G, Vargas G, et al. Dynamic measurements of laser light attenuation by cryogen film and frost formation [J]. Proceedings of SPIE, 2002, 4609: 57-66.
- [30] Edris A, Choi B, Aguilar G, et al. Measurements of laser light attenuation following cryogen spray cooling spurt termination [J]. Lasers in Surgery and Medicine, 2003, 32(2): 143-147.
- [31] Wang R, Zhou Z F, Chen B, et al. Surface heat transfer characteristics of R404a pulsed spray cooling with an expansion-chambered nozzle for laser dermatology [J]. International Journal of Refrigeration, 2015, 60: 206-216.
- [32] Wang R, Chen B, Wang J F, et al. Experimental research of R1234yf transient spray cooling and influence of cryogen superheat degree [J]. CIESC Journal, 2018, 69(2): 595-601.
- 王锐, 陈斌, 王嘉丰, 等. R1234yf 瞬态喷雾冷却及过热度影响的实验研究 [J]. 化工学报, 2018, 69

(2): 595-601.

[33] Ma J, Chen B, Li D, et al. Effect of optical clearing agent on laser treatment [J]. Chinese Journal of

Lasers, 2016, 43(10): 1007001.

马俊, 陈斌, 李东, 等. 光清透剂对激光疗效影响的实验研究[J]. 中国激光, 2016, 43(10): 1007001.

Investigation on Cooling Performance and Light Attenuation Characteristics During Transient Cryogen Spray in Laser Treatment of Ota's Nevus

Tian Jiameng^{1,2}, Chen Bin^{2*}, Zhou Zhifu², Li Dong²

¹ School of Energy and Power Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang, Jiangsu 212013, China;

² State Key Laboratory of Multiphase Flow in Power Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an, Shaanxi 710049, China

Abstract

Objective In laser surgery of Ota's nevus, the hyperplastic melanin particles in dermis explosively break up under high-power laser irradiation. However, laser energy can also be absorbed by normal melanin in epidermis, which necessitates pre-cooling to prevent the thermal damage of epidermis. Cryogen spray cooling (CSC) with short spurt duration (< 100 ms) using R-134a and R-404A cryogenes has a high clinical potential to assist laser surgery of Ota's nevus, which has been successfully used in the laser treatment of port-wine stain (PWS) birthmarks. But the blindingly high global warming potential (GWP) value (1430 for R-134a, and 3850 for R-404A) necessitates the substitution of a new cryogen. Also, the cooling capacity is needed to enhance, and the residence time of liquid films should be shortened to avoid laser attenuation and skin infection during laser surgery of Ota's nevus. R-32 cryogen with a low boiling point, high latent heat and a low GWP is a possible substitution of R-134a and R-404A. Nevertheless, the cooling performance and light absorption during R-32 spray, as well as the complicated interaction mechanism between spray and lasers remain unknown. The investigation on the cooling performance and light attenuation dynamics is urgent to evaluate the clinical potential of R-32, and provides precise theoretical guidance for cooling parameter optimization in clinics.

Methods A transient CSC facility is constructed to evaluate the cooling performance and laser energy attenuation induced by R-134a, R-404A, and R-32 sprays. To avoid the spatial interference between spray and the vertically irradiated laser, the cryogen is spurted obliquely on the surface with an inclined angle of 60° , which is similar to that of clinical-used VbeamTM laser equipped with a dynamic cooling device (DCD). The spray distance and spurt duration are set as 30 mm and 50 ms by a three-dimensional translational electric positioner and a fast response solenoid valve. A thin-film type-T thermocouple (TFTC) deposited on the epoxy resin is employed to measure surface temperature. After obtaining the temperature variation, the surface heat flux is computed using the Duhamel theorem. The agar skin phantom with similar absorption and scattering properties of human skin is elaborately prepared to measure the dynamic laser energy attenuation under the clinical-used 755-nm and 1064-nm laser irradiation. The transmitted laser energy is collected by the integrating sphere connected with a pre-calibrated silicon photodiode. The light transmittance is calculated by the ratio of laser energy measurements taken before and after CSC. The liquid film deposition and frost formation on the skin phantom surface are recorded by a high-speed camera using the scattering illumination method. The control and data collection are implemented by the national instruments data acquisition (NI-DAQ) board and the self-code LabVIEW program.

Results and Discussions The cooling performance highly depends on cryogenes. The minimum surface temperatures reach -46.1 , -57.9 and -63.7 °C, and the maximum surface heat flux values are 294.9, 377.4 and 519.0 kW/m² for R-134a, R-404A and R-32, respectively (Figs. 3 and 4). The maximum surface heat flux of R-32 increases by 79.5% and 37.5%, as compared with those of R-134a and R-404A. The similarity in dimensionless surface heat flux values for R-134a, R-404A, R-407C and R-32 is observed based on the dimensionless analysis (Fig. 5). A general transient surface heat flux correlation for four cryogenes is proposed by correlating spray Biot number (B_i^*) and Fourier number (F_{os}). Transient cooling can be divided into two stages, namely, fast boiling cooling ($F_{os}/F_{os,max} < 1$) and film evaporation cooling ($F_{os}/F_{os,max} > 1$). Three distinct stages, namely, the scattering

by droplet ($t \leq 86$ ms), liquid film absorption ($86 \text{ ms} < t \leq 448$ ms), and scattering by frost ($t > 448$ ms) are observed during and after CSC (Fig. 6). Most of the laser energy is attenuated in the stage of frost formation. For three cryogens, the laser attenuation is the least under R-32 spray cooling because of the fast evaporation of liquid films (Fig. 7). When $t > 63$ ms, light attenuation is less than 6% during R-32 spray cooling under 1064-nm laser irradiation (Fig. 8).

Conclusions R-32 with a low boiling point, high latent heat and a low GWP is promising to replace R-134a and R-404A with high GWPs. Whereas the clinical potential in terms of cooling performance and laser attenuation is needed to be evaluated, and the complicated interaction mechanism between spray and lasers is urgent to be understood to optimize cooling parameters for clinicians. In this paper, the cooling performance and laser attenuation for R-134a, R-404A and R-32 are compared using the well-constructed transient CSC facility. Results demonstrate that three distinct stages of scattering by droplet, liquid film absorption and scattering by frost occurs in the variation of light transmittance. R-32 has the maximum surface heat flux ($519.0 \text{ kW} \cdot \text{m}^{-2}$), the shortest liquid film residence time (142 ms), and the least light attenuation under the irradiations of 755-nm and 1064-nm lasers owing to the low boiling point and large latent heat. The strong cooling capability, short liquid film residence time and small light attenuation of environment-friendly R-32 imply its good clinical application potential. But the clinical safety and feasibility of R-32 still requires the validation of clinical trials in patients, because of the absence of medical cryogens.

Key words medical optics; transient spray cooling; laser treatment of Ota's nevus; R-32; cooling performance; laser energy attenuation