

# 980 nm/1064 nm 双波长半导体激光皮肤焊接

胡黎明<sup>1,2</sup> 刘云<sup>1\*</sup> 芦志华<sup>3</sup> 王彪<sup>1</sup> 曹军胜<sup>1</sup> 李艳华<sup>4</sup> 高志坚<sup>1</sup> 秦莉<sup>1</sup> 王立军<sup>1</sup>

<sup>1</sup>中国科学院长春光学精密机械与物理研究所激发态开放实验室, 吉林 长春 130033  
<sup>2</sup>中国科学院研究生院, 北京 100049  
<sup>3</sup>吉林大学第一医院泌尿外科, 吉林 长春 130021  
<sup>4</sup>河北工业大学信息工程学院, 天津 300401

**摘要** 提出将 980 nm 和 1064 nm 半导体激光组合应用于皮肤组织伤口焊接, 通过肉眼观察、病理学检测以及张力测试等方法对比了双波长激光焊接与传统缝线术的缝合效果。同时, 利用热电偶温度测试系统在体测量了激光焊接皮肤切口过程中的组织内部温度, 研究激光焊接效果与组织温度之间的关系。结果表明, 980 nm 和 1064 nm 激光同时以 0.5 W 连续输出, 功率密度为 15.92 W/cm<sup>2</sup>, 每点照射时间为 5 s 模式组合焊接时, 伤口缝合效果与传统缝线术相比具有伤口闭合迅速、愈合快、伤口表面平整、异物反应小、伤口闭合紧等优点。由此可见, 双波长激光组织焊接是一种有效的伤口闭合方法, 有待进一步研究以便应用于临床。

**关键词** 医用光学; 激光组织焊接; 半导体激光; 伤口愈合; 张力; 组织温度

**中图分类号** TN249 **文献标识码** A **doi:** 10.3788/CJL201138.0404001

## Skin Welding with a Combination of 980 nm and 1064 nm Lasers

Hu Liming<sup>1,2</sup> Liu Yun<sup>1</sup> Lu Zhihua<sup>3</sup> Wang Biao<sup>1</sup> Cao Junsheng<sup>1</sup>  
Li Yanhua<sup>4</sup> Gao Zhijian<sup>1</sup> Qin Li<sup>1</sup> Wang Lijun<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Key Laboratory of Excited State Processes Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun, Jilin 130033, China  
<sup>2</sup>Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China  
<sup>3</sup>The Urologic Department of the First Hospital of Jilin University, Changchun, Jilin 130021, China  
<sup>4</sup>School of Information, Hebei University of Technology, Tianjin, 300401, China

**Abstract** Skin welding with a combination of 1064 nm and 980 nm diode lasers, which's the first-time discuss in the literature, was performed in this study. The long-time effect of laser skin welding was investigated through macroscopic and microscopic examinations as well as tensile strength tests at different time after the welding, comparing with that of conventional suturing. At the same time, the temperature of rat skin tissue during laser-welding was measured in vivo with a thermo-couple temperature measurement in order to analysis the relation between the effect of tissue welding and tissue temperature. Using a power density of 15.92 W/cm<sup>2</sup> with power of 0.5 W in continuous wave mode and exposure time of 5 seconds per spot for both 980 nm and 1064 nm lasers, it's found that laser tissue welding yielded more effective closure and healing than conventional suturing technique that with faster recovery, better apposition of tissue, less tissue interaction and tighter closure. As a result, tissue welding with a combination of two near-infrared lasers is an effective method for wound closure, and further

**收稿日期:** 2010-11-02; **收到修改稿日期:** 2011-01-12

**基金项目:** 苏州市科技发展项目(SYJG0904)和中国科学院苏州生物医学工程技术研究所专项筹备资金(O91901L090)资助课题。

**作者简介:** 胡黎明(1984—),男,博士研究生,主要从事大功率半导体激光器及其应用等方面的研究。

E-mail: henryhulm2003@163.com

**导师简介:** 王立军(1946—),男,研究员,博士生导师,主要从事大功率半导体激光技术方面的研究。

E-mail: Wanglj@ciomp.ac.cn

\* **通信联系人.** E-mail: Liuy@ciomp.ac.cn

investigations are in progress for clinical use.

**Key words** medical optics; laser tissue welding; diode lasers; wound healing; tensile strength; tissue temperature

**OCIS codes** 170.0170; 170.6940; 140.2020; 120.6780

## 1 引 言

激光组织焊接与传统缝线技术相比具有伤口闭合迅速、恢复快、异物反应小、疤痕不明显等优点,是一种很有潜力的组织缝合替代技术,已经应用于临床<sup>[1,2]</sup>。激光焊接与组织的光学、热学特性以及激光参数有关,选择合适的激光波长、功率、光斑大小、照射时间等参数可以获得很牢固的组织焊接效果<sup>[3]</sup>。

CO<sub>2</sub>, Ho: YAG 等红外激光非常容易被水吸收,能够直接在组织表面(2~20 μm)产生热沉积将组织融合,应用于组织焊接已经有几十年了。但是,其缺点是当激光功率大、照射时间长时会对表面组织造成不必要的热损伤,只适合于薄层组织伤口焊接<sup>[4~6]</sup>。Fried 等<sup>[7]</sup>选用组织穿透力强的 Nd: YAG 激光进行皮肤焊接,能够在深层组织产生适当热量以达到深层伤口缝合效果。金晓杰等<sup>[8]</sup>采用低功率 810 nm 半导体激光焊接豚鼠面神经,效果较传统端端缝合技术有明显优势。Gulsoy 等<sup>[9,10]</sup>研究了 980 nm 半导体激光皮肤组织焊接能力,结果表明 980 nm 激光因其具有较其他近红外激光更大的水吸收系数能够在术后早期得到很好的伤口闭合效果。此外,潘振华等<sup>[11]</sup>研究表明低强度 630 nm 半导体激光能促进大鼠皮肤创伤的愈合。然而,现有文献只限于研究单波长激光的组织焊接能力,至今没有关于双波长或者多波长激光组合用于组织焊接方面的研究报道。

本文利用 980 nm 和 1064 nm 半导体激光分别适合于表层和深层皮肤组织焊接的特点将两种波长激光相结合应用于皮肤组织焊接,与传统缝合技术做对比研究。术后通过肉眼观察、病理学检测以及张力测试等手段分析激光皮肤组织焊接能力。同时,通过在体测量激光照射下皮肤组织内部的温度研究激光与组织之间的光热相互作用。

## 2 实验设计与方法

实验对象是重量在 270~320 g 之间清洁级 Wistar 大鼠,由吉林大学基础医学院动物中心提供,雄性,分笼饲养,正常供给食物和水,环境温度控制在 25 ℃±2 ℃。实验过程中对动物的处置符合中华人民共和国科学技术部颁布的《关于善待实验

动物的指导性意见》标准<sup>[12]</sup>。

### 2.1 激光焊接与缝线术对比实验

将 40 只 Wistar 大鼠随机分成两组,分别用于病理学检测和张力测试,每组 20 只。腹腔注射 ketamine (质量浓度为 0.05 g/mL,用量 1.50 mL/kg) 麻醉后,刮净大鼠背部毛发,用质量分数为 0.58% 的碘酒对背部皮肤进行常规消毒,然后用 11 号手术刀在背部左右两边平行于脊柱方向切 6 道 1 cm 长的切口,两边切口相互错开且切口深度过全皮层。每只大鼠背部左侧切口用于激光焊接,右侧切口用于传统缝线手术,对比研究皮肤切口的缝合、恢复情况。

激光组织焊接实验中所用激光光源包含一台 980 nm 半导体激光器和一台 1064 nm 半导体激光治疗仪,最大输出功率分别为 2 W 和 30 W,全部由课题组自行设计研发。其中 980 nm 和 1064 nm 半导体激光光束分别由 200 μm 光纤传输到目标组织,激光光源的工作模式、功率、脉宽、重复频率等激光参数都可以任意设置。激光焊接时两根光纤平行紧贴在一起,调整光纤头与切口表面的垂直距离(约 4.5 mm)使两激光束光斑直径始终保持在 2 mm 且相互重叠,每道切口照射 6 个光斑,光斑之间轻微叠加。实验中,980 nm 和 1064 nm 激光的功率都设定为连续输出 0.5 W,每点照射时间定为 5 s,能量密度同时达到 79.6 J/cm<sup>2</sup>。传统缝线手术过程中,为了避免过多的针孔损伤,只在每道切口中间缝上一根 3 号丝线。考虑到大鼠背部切口炎症控制,焊接或者缝合完后立即敷上消炎药。

术后每日观察伤口愈合情况,并且分别在第 1、4、7、14 和 21 天腹腔注射 ketamine(质量浓度为 0.05 g/mL,用量为 1.50 mL/kg) 麻醉大鼠后用解剖刀获取切口全层皮肤组织(包括表皮和真皮),进行病理学检测和皮肤张力测试。病理学检测用组织标本剪切成 1 cm×1 cm 小块,浸泡在装有体积分数为 10% 福尔马林液的盒子里待用,然后包埋切片成 5~8 μm 厚的样本,编号,做常规 H&E 染色,进行组织学评价。评价参数包括伤口闭合率( $\eta_{CI}$ )、肉芽组织面积( $S_{GA}$ )、表皮厚度( $T_E$ )等<sup>[9,10]</sup>。 $\eta_{CI}$  表示切口闭合部分占切口整体的比例,变化范围为 0~1,计算公式为: $\eta_{CI} = [T_1 - (\sum N_{CI})] / T_1$ ,其中  $T_1$  表示

从皮肤表面到肌肉层的切口总厚度,  $\Sigma N_{CI}$  表示切口未闭合厚度的总和。肉芽组织由新生的纤维细胞、毛细血管以及炎症细胞构成,  $S_{GA}$  表征伤口组织的总体损伤, 可通过显微镜下测量得到。  $T_E$  表征伤口愈合过程中伤疤形成情况, 可以通过对每个标本的 6~8 个不同点测量后取平均得到。张力测试用组织标本剪切成  $1\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  小带, 中间是  $1\text{ cm}$  宽的切口, 两边分别用夹具夹住然后用张力计垂直于切口方向往两边拉, 直到皮肤切口附近组织出现撕裂孔洞为止, 此时的张力计读数看成是伤口愈合后的皮肤张力大小。张力测试在皮肤标本采取后 10 min 内完成, 以免组织失水影响测量精度。

## 2.2 组织温度测试实验

实验对象为一只 Wistar 大鼠, 饲养和处理方法与上一实验相同, 切口手术后将自制的热电偶温度传感器探针分别放置在激光照射皮肤正下方  $1\text{ mm}$  和  $2\text{ mm}$  处, 在体测量激光照射时组织的内部温度。两种波长激光的照射功率与前面实验一样设置为连续输出  $0.5\text{ W}$ , 功率密度达到  $15.9\text{ W/cm}^2$ 。每个照射点的激光照射时间和温度测量时间分别设置为

5 s 和 35 s。

## 3 实验结果

### 3.1 肉眼观察及组织病理学评价

术后每日观察没有发现大鼠有任何健康、行为和饮食方面异常。由图 1 可知, 愈合初期, 激光焊接切口较缝线切口恢复更快、异物反应更小、伤口更平整; 21 天后, 两组伤口完全愈合, 用肉眼无法辨别出明显差异。激光焊接切口在双波长激光同时照射后迅速闭合, 而缝线侧的切口术后 24 h 还处于裂开状态, 大大增加了炎症发生几率。术后第 4 天, 激光焊接侧伤口愈合很好, 只有少许标本会出现细微结疤; 缝线侧伤口基本闭合, 可观察到明显结疤和伤口两边的缝线针孔, 伤口不平整。术后第 7 天, 激光焊接侧伤口的结疤完全脱掉, 伤口基本愈合成为一条细线; 缝线侧伤口依然不平整, 且某些伤口在缝线针孔处发生组织反应。术后第 14 天, 两侧伤口完全愈合, 激光焊接侧伤口肉眼观察与周围正常组织没有明显差异, 而缝线侧伤口在缝线针孔处可见垂直于切口方向的疤痕。

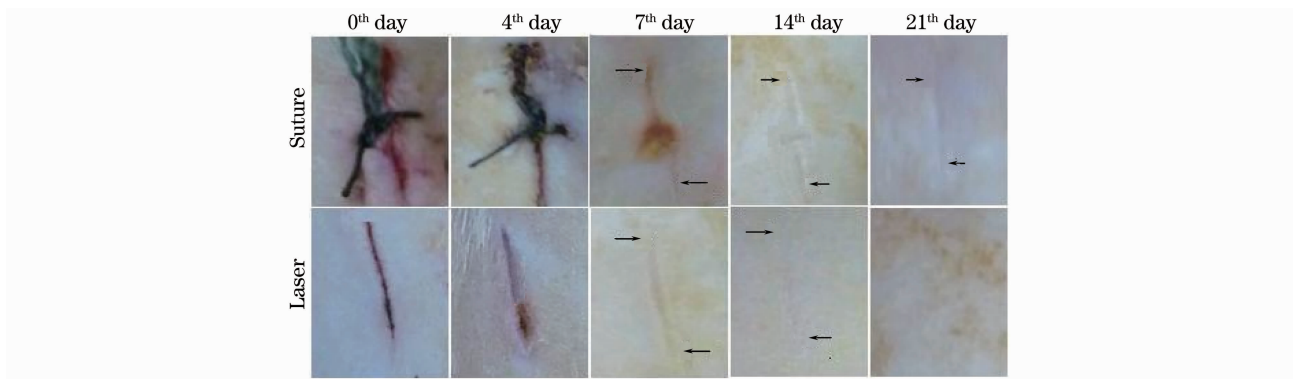


图 1 伤口愈合期间激光焊接伤口与缝合伤口照片(箭头所指部位是伤口的两端)

Fig. 1 Photographs of incisions closed either by laser-welding or suturing technique during the wound healing period  
(Thin arrows indicate the end points of incisions)

为了更好研究伤口愈合情况, 术后特定时间对标本进行组织病理学检测(图 2), 图中双箭头指示伤口所在处, H&E 染色检验, 伤口标本的显微放大率为 40 倍, 比例尺为  $100\text{ }\mu\text{m}$ , 并对  $\eta_{CI}$ 、 $T_E$ 、 $S_{GA}$  等表征伤口愈合的半定量指标进行对比分析如表 1 所示。其中 A 代表激光焊接组, B 代表缝线手术组, 空白栏表示因没有对比价值而不进行实验测量, \* 代表两者之间存在统计学差异,  $P < 0.05$  ( $\bar{x} \pm s$ ,  $n = 8\%$ )。

术后第 1 天, 激光焊接伤口表面紧密闭合, 真皮

层还有裂缝( $\eta_{CI} = 0.49 \pm 0.11$ ), 而缝线伤口完全裂开( $\eta_{CI} = 0.00$ ), 伤口边缘呈现嗜中性粒细胞聚集[图 2(a)、(b)]。术后第 4 天, 激光焊接侧伤口闭合更加紧密, 只有深层真皮层存在少许裂缝( $\eta_{CI} = 0.53 \pm 0.19$ ), 愈合效果明显优于缝线对照侧( $\eta_{CI} = 0.11 \pm 0.05$ ,  $P < 0.05$ )。激光焊接侧伤口周围出现嗜中性粒细胞渗透, 坏死组织下部的表皮开始连结, 进入再生阶段, 平均表皮厚度为  $(54.5 \pm 9.66)\text{ }\mu\text{m}$ ; 缝线侧伤口同样在血凝块下部出现表皮增生、移植现象, 表皮厚度明显厚于激光焊接侧的( $P < 0.05$ ), 达  $(112.13 \pm 18.87)\text{ }\mu\text{m}$ [图 2(c)、(d)]。

术后第 7 天,表皮再生基本完成,两组皮肤切口都达到全层闭合,表皮厚度没有明显差异,分别为  $(98.47 \pm 14.3) \mu\text{m}$  和  $(86.88 \pm 20.34) \mu\text{m}$  ( $P > 0.1$ )。激光焊接侧伤口可以观察到完整的上皮桥,并且在表皮下面可见许多纤维原细胞和胶原质,炎症完全消失;缝线侧伤口周围的炎症细胞不再存在,可观察到一层很薄的包含胶原质的肉芽组织穿透全皮层,肉芽组织面积为  $(1.98 \times 10^5 \pm 7.0 \times 10^4) \mu\text{m}^2$ ,明显小于激光焊接侧的  $(2.81 \times 10^5 \pm 7.17 \times 10^4) \mu\text{m}^2$  ( $P < 0.05$ ) [如图 2(e)、(f)]。术后第 14 天,伤口表面形成一层完整、连续的表皮层,表

皮增生放缓,表皮厚度下降,肉芽组织部分替代原有组织。激光焊接侧伤口在真皮层缩小为一条很细的疤痕,表皮厚度下降为  $(48.19 \pm 9.04) \mu\text{m}$ ,明显薄于缝线侧的  $(61.75 \pm 6.78) \mu\text{m}$  ( $P < 0.05$ ),而肉芽组织面积达  $(3.95 \times 10^5 \pm 7.1 \times 10^4) \mu\text{m}^2$ ,明显大于缝线侧的  $(2.57 \times 10^5 \pm 5.9 \times 10^4) \mu\text{m}^2$  ( $P < 0.05$ ) [图 2(g)、(h)]。21 天后,肉芽组织贯穿全皮层,两组的肉芽组织面积没有统计学差异,并且疤痕可见度大大下降,表皮厚度都下降到正常值  $(30 \sim 40 \mu\text{m})$  [图 2(i)、(j)]。

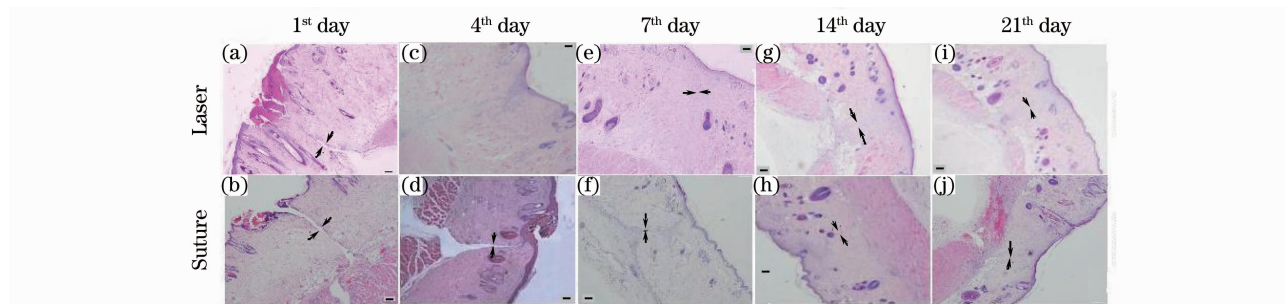


图 2 伤口愈合过程中激光焊接伤口与缝合伤口的显微图片

Fig. 2 Microscopic views of the incisions closed either by laser-welding or suturing technique during the wound healing period

表 1 大鼠皮肤伤口的闭合率、肉芽组织面积及表皮厚度

Table 1 Closure index, granulation areas and epidermal thickness of incision of rat-skin

Post-operative day /d	Group	Closure index ( $\eta_{CI}$ )	Granulation areas ( $S_{GA}$ ) / ( $10^3 \mu\text{m}^2$ )	Epidermal thickness ( $T_E$ ) / $\mu\text{m}$
1	A	$0.49 \pm 0.11^*$		
	B	0		
4	A	$0.53 \pm 0.19^*$		$(54.5 \pm 9.66^*)$
	B	$0.11 \pm 0.05$		$(112.13 \pm 18.87)$
7	A		$(280.71 \pm 71.65573^*)$	$(98.47 \pm 14.3)$
	B		$(198.1619 \pm 70.25483)$	$(86.88 \pm 20.34)$
14	A		$(395.6375 \pm 71.13544^*)$	$(48.19 \pm 9.04^*)$
	B		$(256.9478 \pm 59.28431)$	$(61.75 \pm 6.78)$
21	A		$(263.803251 \pm 66.653)$	$(37.03 \pm 6.04)$
	B		$(225.201 \pm 70.11875)$	$(37.13 \pm 1.81)$

### 3.2 皮肤张力测试

伤口愈合的一个重要衡量标准就是皮肤的机械张力,为了更好的进行对比研究,在术后特定时间点对激光焊接侧和缝线侧伤口标本进行皮肤张力测试,结果如图 3 所示。

由图 3 可知,大鼠背部切口皮肤张力在术后愈合过程中逐渐增大,激光焊接侧的由第 1 天的  $(5.21 \pm 1.02) \text{N}$  增大到第 21 天的  $(13.54 \pm 2.42) \text{N}$ ,缝线侧的

也由第 4 天的  $(1.65 \pm 0.31) \text{N}$  一直增大到第 21 天的  $(9.15 \pm 1.92) \text{N}$  (此处由于术后第 1 天缝线侧切口依然裂开,没有进行张力测试)。伤口愈合过程中(第 14 天除外),激光焊接侧皮肤张力一直都明显大于缝线侧皮肤张力,并具有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。术后第 14 天,激光焊接侧的皮肤张力虽然大于缝线侧的  $(7.11 \pm 0.73) \text{N}$ ,但两者之间没有统计学差异 ( $P > 0.05$ )。此外,术后第 1 天激光焊接侧皮肤张



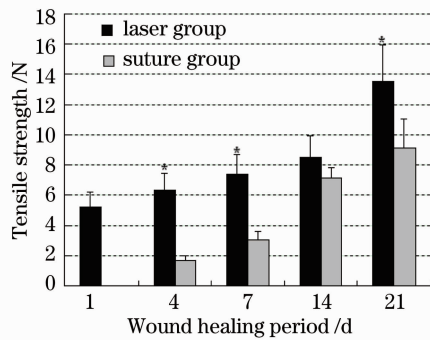


图3 激光焊接伤口与缝合伤口的皮肤张力(\*代表两者之间存在统计学差异,  $P < 0.05$ )

Fig. 3 Tensile strength of incisions closed either by laser-welding or suturing technique (\* means that there is statistical difference between both groups,  $P < 0.05$ )

力要比缝线侧第7天的皮肤张力还要大,并且术后第7天激光焊接侧皮肤张力与缝线侧第21天的皮肤张力没有明显差异( $P > 0.05$ )。由此可见,双波长半导体激光皮肤组织焊接与传统缝线技术相比具有伤口愈合速度更快、切口两边组织粘连更紧、皮肤张力更大的优点。

### 3.3 组织温度测试

980 nm 与 1064 nm 两种波长激光同时照射皮肤(功率都为 0.5 W,照射时间为 5 s),利用热电偶探针分别测试切口处皮肤正下方 1 mm 及 2 mm 处的组织温度,单点照射时间为 5 s,温度测量时间为 35 s,测试结果如图 4 所示。

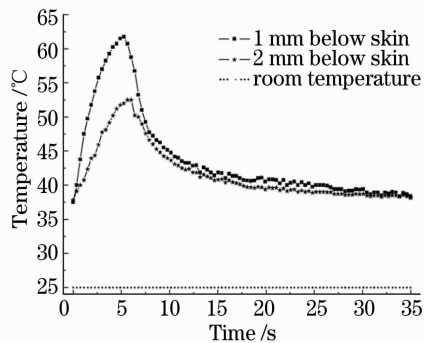


图4 980 nm 与 1064 nm 激光组合照射下大鼠皮肤组织的温度变化

Fig. 4 Temperature of rat skin tissue during irradiation with the combination of 980 nm and 1064 nm lasers

由图 4 可知,皮下不同位置处组织温度变化呈现相似的变化规律,即:温度先迅速上升,到达最高值后温度开始下降,最后降为恒定值(体温 38 °C 左右)。沿皮肤厚度方向存在温度梯度,皮下 1 mm 和

2 mm 处的组织温度最高值分别达到 62 °C 和 52 °C,且皮下 1 mm 处组织温度下降速度较 2 mm 处的快。这主要因为前 5 s 内激光照射皮肤发生光热作用,组织内部产生热积累,导致温度迅速上升;5 s 后激光停止照射,表皮与空气接触散热以及皮肤中血液散热导致温度的下降,且越靠近表皮处组织散热越快。此外,由于生物热传递效应,皮下 2 mm 处的组织温升相对于 1 mm 处有一定的延迟,并且激光停止照射后,组织温度也不是迅速下降,而是继续上升到最大值后再下降。

## 4 讨 论

激光组织焊接具有伤口闭合迅速、操作简单、恢复快、疤痕小等优点而受到关注,但其也具有一些致命弱点,例如皮肤张力不够以及对周边正常组织的热损伤。因此,必须选择合理的激光波长、功率、照射时间等参数,在提高皮肤张力的前提下尽可能减小对组织的热损伤。皮肤组织对近红外激光的吸收起作用的主要是水 and 血红蛋白,980 nm 半导体激光能够同时被水和血红蛋白很好吸收,皮肤穿透深度较浅,适合于浅层皮肤焊接;1064 nm 激光的皮肤吸收系数较小,皮肤穿透深度深,适合于深层组织焊接<sup>[10,13]</sup>。因此,结合以上两种激光的焊接特点,利用大鼠皮肤模型模拟人体皮肤<sup>[9,10,14]</sup>,将 980 nm 和 1064 nm 两种波长激光组合应用于皮肤切口焊接,以期达到全层焊接效果。基于前期预实验以及文献参考,实验中将 980 nm 和 1064 nm 激光功率同时选为 0.5 W,每光斑点照射时间为 5 s,能量密度分别达到 79.6 J/cm<sup>2</sup>,各点激光总能量达 5 J。

由激光组织焊接原理可见,组织温度升高是影响激光组织焊接的关键因素,温度太高会导致不可挽回的组织热损伤,伤口恢复困难,而温度太低又会导致组织粘连力太小,伤口愈合不紧。激光组织焊接比较合适的温度范围是 50 °C ~ 80 °C<sup>[1,14,15]</sup>。介于组织对激光的吸收,组织内部不同深度处的温度存在很大的差异,因此,如何精确控制整个组织层的温度是激光焊接的关键。这里主要关注大鼠皮肤切口在双波长半导体激光照射下能否达到全皮层闭合的焊接效果,并且考虑到实验条件的限制,只在体测量激光焊接时皮下不同位置的皮肤温度变化情况。由图 4 可知,激光照射下,皮下 1 mm 处的组织温度迅速升高,最高温度达到 62 °C,皮下 2 mm 处的组织温度也达到最高的 52 °C。这些温度值都在激光组织焊接的推荐温度范围内(50 °C ~ 80 °C)<sup>[1,14,15]</sup>,

有助于切口的全皮层紧密闭合。然而,实验中双波长激光焊接大鼠皮肤切口没能达到全皮层闭合,深层真皮层存在裂缝,伤口闭合率只有  $0.49 \pm 0.11$  (图 2)。这可以解释为:激光照射在皮肤上被皮肤组织吸收后发生光热反应,热沉积主要集中在表皮到中层真皮层的区域内,使该区域内组织温度迅速上升,发生热致组织变性,促使分离的两部分皮肤组织粘连在一起;在深层真皮层,虽然组织温度最高也达到  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$  以上,但是持续时间短,光热沉积少,难以导致热致组织变性将分离两部分组织粘连起来。由此可见,要想达到全皮层焊接效果有必要对激光参数进行优化,例如,增大激光功率密度、延长照射时间、改变激光组合方式等。

术后 21 天的伤口愈合期间,通过肉眼观察、病理学检测以及张力测试等手段研究了双波长激光焊接的长期愈合效果,并且与传统缝线手术进行对比。结果表明,伤口愈合初期,双波长激光焊接较传统缝线手术具有伤口闭合快、伤口平整、异物反应小等优点(图 2),并且在整个愈合过程中伤口皮肤张力较缝线手术的要大,伤口愈合更加牢固(图 3)。

为了突出双波长激光皮肤焊接的优势,增加了单独利用 980 nm 激光和 1064 nm 激光进行皮肤焊接实验作为对照,每种激光功率密度同为  $15.9\text{ W/cm}^2$ ,每点焊接时间为 5 s。术后肉眼观察发现 1064 nm 激光单独焊接时切口依然裂开,与文献[8]中报道的 1070 nm 光纤激光皮肤焊接效果不一致。这可以解释为在没有辅助吸光染料 India ink 条件下, $15.9\text{ W/cm}^2$  的 1064 nm 激光照射皮肤,组织吸收激光所产生的热量不足以将分离的组织熔接在一起,导致焊接失败。术后对 980 nm 激光焊接伤口进行皮肤组织张力测试,所得结果与文献[7]报道的基本相符。伤口愈合前期,980 nm 激光焊接伤口的张力逐渐增大,由第 1 天的  $(4.16 \pm 0.78)\text{ N}$  增大到第 7 天的  $(6.25 \pm 0.94)\text{ N}$ ,但一直较双波长激光焊接伤口张力小,且存在统计学差异( $P < 0.05$ );一周后皮肤张力持续增大,与双波长激光焊接相比不存在明显差异,到术后 21 天达到  $(12.52 \pm 1.92)\text{ N}$ 。此外,对 980 nm 激光焊接伤口组织标本进行组织学检测,得到术后第 1 天与第 4 天的伤口闭合率分别为  $0.29 \pm 0.09$  和  $0.38 \pm 0.07$ ,明显小于双波长激光焊接伤口的  $0.49 \pm 0.10$  和  $0.53 \pm 0.17$  ( $P < 0.05$ );7 天后两组伤口  $\eta_{\text{CI}} = 1.0$ ,不存在明显差异。由此可见,980 nm 与 1064 nm 激光组合焊接与单波长激光焊接相比具有更深的伤口闭合效果和更紧的

皮肤粘连力,更容易实现全层皮肤焊接效果,从而佐证了双波长激光皮肤焊接模型选择的正确性。

## 5 结 论

提出将 980 nm 和 1064 nm 半导体激光组合应用于皮肤切口的焊接,并且与传统缝线手术对比研究其长期焊接效果。结果表明,使用功率密度与每点照射时间分别为  $15.92\text{ W/cm}^2$  和 5 s 的 980 nm 激光(功率为 0.5 W)与相同参数的 1064 nm 激光组合焊接时,与传统缝线手术相比具有伤口愈合更快、更平整、更牢固等优势,是一种潜在的重要的伤口愈合方法。

## 参 考 文 献

- 1 G. Godlewski, M. Prudhomme, J. Tang. Applications and mechanisms of laser tissue welding [C]. *SPIE*, 1996, **2623**: 334~341
- 2 L. S. Bass, M. R. Treat. Laser tissue welding: a comprehensive review of current and future clinical applications [J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1995, **17**(4): 315~349
- 3 A. J. Welch, J. H. Torres, W. F. Cheong. Laser physics and laser tissue interaction[J]. *Tex. Heart Inst. J.*, 1989, **16**(3): 141~149
- 4 D. Simhon, T. Brosh, M. Halpern *et al.*. Closure of skin incisions in rabbits by laser soldering II: tensile strength[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2004, **35**(1): 12~17
- 5 I. Çilesiz, S. Thomsen, A. J. Welch *et al.*. Controlled temperature tissue fusion: Ho:YAG laser welding of rat intestine in vivo, part two[J]. *Lasers Surg. Med.*, 1997, **21**(3): 278~286
- 6 Zou Benrong, Liu Tongjun, Tan Yuquan *et al.*. Advantages of vascular anastomosis using CO<sub>2</sub> laser through a histologic examination[J]. *Chinese J. Lasers*, 1993, **A20**(8): 636~640  
邹本荣, 刘铜军, 谭毓铨等. 从组织学探讨 CO<sub>2</sub> 激光吻合血管的优越性[J]. *中国激光*, 1993, **A20**(8): 636~640
- 7 N. M. Fried, J. T. Walsh. Laser skin welding: in vivo tensile strength and wound healing results[J]. *Lasers Surg. Med.*, 2000, **27**(1): 55~65
- 8 Jin Xiaojie, Zhou Liang, Xu Xiuling *et al.*. Semiconductor laser repairs of the facial nerve: an experimental study in the guinea pig ENT department [J]. *Chinese J. Lasers*, 1996, **A23**(11): 1035~1038  
金晓杰, 周 梁, 徐秀玲等. 半导体激光焊接豚鼠面神经的实验研究[J]. *中国激光*, 1996, **A23**(11): 1035~1038
- 9 M. Gulsoy, Z. Dereli, H. O. Tabakoglu *et al.*. Closure of skin incisions by 980-nm diode laser welding[J]. *Lasers Med. Sci.*, 2006, **21**(1): 5~10
- 10 H. O. Tabakoglu, M. Gulsoy. In vivo comparison of near infrared lasers for skin welding [J]. *Lasers Med. Sci.*, 2010, **25**(3): 411~421
- 11 Pan Zhenhua, Li Yingxin, Wang Xing *et al.*. Effects of low-level laser therapy on cutaneous wound healings with three doses[J]. *Chinese J. Lasers*, 2010, **37**(2): 599~604  
潘振华, 李迎新, 王 兴等. 3 种剂量弱激光对大鼠皮肤创伤愈合的影响[J]. *中国激光*, 2010, **37**(2): 599~604
- 12 The Ministry of Science and Technology of the People's Republic of China. Guidance suggestion of caring laboratory animals. 2006-09-30  
中华人民共和国科学技术部. 关于善待实验动物的指导性意见.

2006-09-30

- 13 A. N. Bashkatov, E. A. Genina, V. I. Kochubey *et al.*. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissue in the wavelength range from 400 to 2000 nm[J]. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 2005, **38**(2005): 2543~2555
- 14 H. Athiraman, R. F. Wolf, K. E. Bartels *et al.*. Selective photothermal tissue interaction using 805 nm laser and indocyanine green in tissue welding [J]. *Journal of X-Ray Science and Technology*, 2004, **12**(2): 117~126
- 15 Dix P. Poppas, Robert B. Stewart, J. Mathieu Massicotte *et al.*. Temperature-controlled laser photocoagulation of soft tissue: in vivo evaluation using a tissue welding model[J]. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1996, **18**(4): 335~344