

لحیم کاری لیزری زخم پوست موش با استفاده از سیستم اتوماتیک کنترل بازخوردی

سید محمد صادق نوربخش^۱، سید محمد عترتی خسروشاهی^{۲*}، سهراب صارمی^۳، شهرام ربانی^۴، امیر هوشیار احمدی^۵،
فرهاد طباطبایی^۶، پیروز صالحیان^۷

- ۱- دانشجوی دکتری بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.
- ۲- دانشیار فیزیک لیزر پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.
- ۳- کارشناس ارشد بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
- ۴- استادیار، مرکز قلب تهران، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.
- ۵- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.
- ۶- استادیار بیومکانیک دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.
- ۷- استادیار، گروه آسیب شناسی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۸/۲/۳

تاریخ دریافت: ۸۷/۸/۱۳

چکیده

مقدمه: لحیم کاری با لیزر روشی نوین برای بستن زخم های جراحی است که بالقوه مفیدتر از روش های مرسوم بستن بافت مانند بخیه زدن است. مزایای اصلی آن عبارتند از: غیرتماسی بودن و غیرتهاجمی بودن یعنی عدم آسیب بافتی ناشی از سوزن و بخیه و واکنش جسم خارجی. هدف اصلی از این تحقیق، لحیم کاری لیزری برای بستن زخم پوست موش تحت کنترل بازخوردی دما، بررسی خواص بیومکانیکی و پاتولوژیکی بافت و مقایسه آن با نتایج حاصل از بخیه استاندارد می باشد.

مواد و روشها: تعداد ۸ عدد موش آزمایشگاهی انتخاب شده و طبق پروتکل "راهنمای نگهداری و استفاده از حیوانات آزمایشگاهی شماره ۲۳-۸۵ انتشارات موسسه ملی سلامت آمریکا" به روش تزریقی بیهوش شدند. بر روی پشت هر یک ۴ عدد زخم (۲ عدد برای کنترل و ۲ عدد برای لیزر) ایجاد گردید و لحیم کاری لیزری تحت کنترل سیستم بازخوردی دما و تغییرات اپتیکی بافت انجام شد. سپس در هر یک از بازه های زمانی ۲، ۵، ۷ و ۱۰ روز ۲ عدد از موش ها برای آزمایش های بیومکانیکی از قبیل استحکام کششی پوست و پاتولوژی قربانی شدند.

نتایج: نتایج استحکام کششی نشان دادند که در روزهای نخست، استحکام زخم ترمیم شده با لیزر نسبت به بخیه کمتر است ولی با گذشت زمان و پس از ۱۰ روز این روند جابجا می شود. مقایسه نتایج پاتولوژیکی که در ترمیم زخم گروه کنترل (۳۴۰/۵) و در گروه ترمیم شده با لیزر (۴۲۶) است، اختلاف معنی داری در مجموع پارامترهای ترمیم زخم را نشان می دهد. مهم ترین علت این اختلاف در اثر پیدایش کلاژن می باشد.

نتیجه گیری: کنترل بازخوردی دما و تغییرات اپتیکی بافت در لحیم کاری لیزری باعث ایجاد ترمیم های با استحکام بالا شده و از نظر پاتولوژیکی نیز ترمیم زخم به نحو مطلوبی صورت می گیرد که نشان دهنده جایگزینی مناسب لحیم کاری لیزری به جای روش سنتی بخیه است. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۶ شماره ۱، پیاپی (۲۲)، بهار ۸۸: ۶۹-۶۱)

کلمات کلیدی: لحیم کاری لیزری، استحکام مکانیکی، هیستوپاتولوژی، کنترل بازخوردی

* نویسنده مسؤول: سید محمدعترتی خسروشاهی

آدرس: تهران، دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر
Khosro@aut.ac.ir

تلفن: +۹۸ (۲۱) -۶۴۵۴۲۳۹۸

۱- مقدمه

لحیم کاری لیزری با استفاده از لیزر دیود و لحیم ایندوسیانین سبز و آلومین یک تکنیک بسیار موثر در ترمیم‌های جراحی است که در مقایسه با تکنیک استاندارد بخیه زنی سریع‌تر بوده، یک ترمیم ضد نشت ایجاد کرده و واکنش جسم خارجی را القا نمی‌کند و نتایج بهتری در مقیاس میکروسکوپی و ماکروسکوپی به دست می‌آید [۱] برای دستیابی به استحکام ترمیم بهینه در لحیم کاری لیزری باید نقطه پایان بهینه فرآیند معین گردد. نقطه پایان عمل لحیم کاری لیزری وابسته به خواص بیومکانیکی بافت و پارامترهای لیزر است و لذا می‌تواند تا حدی از نقطه پایان بهینه دور باشد. به لحاظ تئوری، کنترل بازخوردی فرآیند لحیم کاری باعث دستیابی به نقطه پایان بهینه می‌گردد [۲]. کنترل بازخوردی در بر دارنده سنسورهایی برای اندازه‌گیری بعضی از مشخصات فیزیکی بافت، بسته به درجه تکمیل فرآیند لحیم کاری است. اندازه‌گیری پارامترهای فیزیکی و یا اپتیکی که پیشرفت فرآیند لحیم کاری را نشان می‌دهد با کنترل پرتو دهی ارتباط مستقیم دارد. این پارامترها با سنسورهایی که در سطح لحیم و یا در داخل بافت قرار دارند اندازه‌گیری می‌شوند [۳].

دقت در اندازه‌گیری دما و زمان پاسخ و خطاهای نمونه‌گیری (زمانی و فضائی) فاکتورهایی هستند که بر روی کارایی این سیستم‌ها اثر می‌گذارند. به عنوان مثال اثرات سرمایش سطح در نتیجه هدایت گرما به بافت‌های پیرامون و تفرق و انعکاس نور لیزر مشکلات عمده در کاربرد دمای سطح برای تعیین آنچه در عمق لحیم رخ می‌دهد می‌باشد [۴]. سنسور حرارتی تعبیه شده در بافت ممکن است با توجه به موقعیت آن نسبت به پروفیل توزیع دما به‌طور اشتباه دما در بافت را کم یا زیاد نشان دهد. علاوه بر این دمای بهینه بافت همچنان بحث برانگیز بوده و با توجه به نوع بافت و ترکیب شیمیایی و سن بافت تغییر می‌کند. در مجموع یک دمای واحد و معین که در آن تحول فازی کامل برای استحاله پروتئین‌ها رخ دهد وجود ندارد بلکه مجموعه‌ای از واکنش‌ها باعث استحاله پروتئین

می‌گردند که به دما و مدت زمان قرار داشتن در آن دما بستگی دارند [۵].

پیش بینی و کنترل مستمر دمای سطح بافت در طی فرآیند کاملاً ضروری است. بسیاری از پدیده‌های بیولوژیکی به صورت نمایی وابسته به دما T و به صورت خطی وابسته به زمان لحیم کاری t است. برای مثال فرض می‌کنیم شرایط بهینه لحیم کاری، دمای سطحی $T = 333 \text{ K}$ و زمان لحیم کاری sec $t = 12$ باشد. اگر مدت لحیم کاری ۲۵٪ کاهش یابد و به ۹ ثانیه برسد یا ۲۵٪ افزایش یابد و به ۱۵ ثانیه برسد باز هم لحیم کاری خوبی انجام خواهد شد. اما اگر دما ۱۵ درجه کاهش یابد و به 318 K برسد جوش ایجاد نمی‌شود و اگر دما ۱۵ درجه افزایش یافته و به 348 K برسد آسیب گرمایی بیش از اندازه به وجود آمده و منجر به تضعیف جوش می‌گردد [۶]. استحکام لحیم به تغییرات کوچک در دمای لحیم کاری بسیار حساس تر از تغییرات در زمان فرآیند می‌باشد. بنابراین نظارت و کنترل دما می‌تواند پارامترهای لحیم کاری را استاندارد نموده و تفسیرهای شخصی نتایج را حذف نماید. انتظار می‌رود که این کنترل منجر به لحیم کاری لیزری قابل اعتماد و تکرارپذیر بافت‌ها گردد [۷].

دمای سطحی T بافت با اندازه‌گیری تابش فروسرخ ساطع شده از سطح تعیین می‌شود. برای هر جسم گرم، شدت تابش ساطع شده از سطح A با فرمول زیر به دست می‌آید.

$$I = A\varepsilon\sigma T^4 \quad (1)$$

که σ ثابت استیفن و گسیل مندی ε با خصوصیات سطحی جسم تعیین می‌گردد. برای بافت‌ها، ε اساساً از روی مقدار آب تعیین می‌گردد. اگر مقدار آب خیلی زیاد باشد (بافت نرم)، ε تقریباً برابر یک بوده ولی اگر بافت خشک باشد تابش نسبی به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. همان‌طور که می‌دانیم، برای حیوانات و انسان بیشترین تابش فروسرخ ساطع شده، در محدوده طیفی بین ۳۰-۳ میکرو متر با قله نزدیک ۲ میکرو متر است. تابش سنج فروسرخ وسیله‌ای شامل یک آشکارساز فروسرخ است که برای اندازه‌گیری تابش ساطع شده از ناحیه‌ای در سطح به کار می‌رود. اگر مساحت A و تابش نسبی ε معلوم باشد، این پرتو

لحیم کاری لیزری زخم پوست موش با کنترل بازخوردی

زخم ها قرار داده شده و سپس لبه های زخم به صورت مکانیکی در کنار هم قرار گرفت و حیوان برای انجام لحیم کاری لیزری آماده گردید. در شکل (۲) چیدمان دستگاه برای انجام آزمایشات لحیم کاری نشان داده شده است. این دستگاه شامل لیزر دیود، دوربین، سنسورهای کنترل کننده حرکت لیزر، آشکار ساز فوتودیود، آشکار ساز فرسرخ، ترموکوپل، کنترلر و کامپیوتر است.



شکل ۲- نحوه قرار گیری اجزای سیستم لحیم کاری لیزری اتوماتیک

پس از قرار دادن لحیم بر روی زخم ها، حیوان در زیر دستگاه لیزر طوری قرار گرفت که فقط یکی از ۴ زخم ایجاد شده در زیر پروب لیزر جهت پرتو دهی قرار گیرد. پس از وارد نمودن اطلاعات مربوط به نقطه شروع و پایان اسکن و نیز حداکثر دمای مجاز به کامپیوتر، لیزر روشن شده و شروع به اسکن کردن بر روی زخم می نماید.



شکل ۳- نمونه ای از نحوه قرارگیری موش در زیر دستگاه لحیم کاری لیزری

سنجها می توانند برای تعیین دمای سطح با دقت 0.1°C استفاده شوند [۸].

نتایج تحقیقات ترمیم زخم با لیزر در حالت های استاتیک و دینامیک به صورت *in-vitro* قبلا گزارش شده است [۱۰،۹] ولی مانیتور نمودن تغییرات بافت و کل فرایند ترمیم به صورت بلادرنگ و در حالت *ex-vivo* مورد توجه محققین می باشد. هدف از این تحقیق، لحیم کاری لیزری برای بستن زخم پوست موش تحت کنترل بازخوردی دما، بررسی خواص بیومکانیکی و پاتولوژیکی بافت و مقایسه آن با نتایج حاصل از بخیه استاندارد می باشد.

۲- مواد و روشها

پس از انجام بیهوشی با تزریق داخل صفاقی داروهای کتامین (۵۰ میلی گرم بر کیلوگرم) و زایلازین (۵ میلی گرم بر کیلوگرم)، موهای یک بخش از پوست موش تراشیده شده و سپس با استفاده از تیغ جراحی ۴ عدد زخم به طول ۱ سانتی متر بر روی پوست موش ایجاد گردید.



شکل ۱- آماده سازی موش برای ایجاد زخم

به منظور آماده سازی لحیم $1/25$ میلی گرم ایندوسیانین سبز (ICG) را به همراه $1/25$ گرم BSA در داخل یک شیشه ضد نور ریخته و سپس ۵ CC آب دوبار تقطیر به آن اضافه شد. شیشه محتوی مخلوط فوق به مدت ۵ دقیقه در دستگاه همزن قرار گرفت تا یک محلول کاملا یکنواخت به دست آید. با استفاده از سرنگ ۰/۲ CC لحیم بر روی هر یک از

شکل (۵) نحوه قرای گیری پوست و اندازه گیری استحکام زخم در آزمایشگاه را نشان می‌دهد. پوست در جهت عمود بر راستای زخم ترمیم شده بین دو فک دستگاه کشش قرار داده Zwick (Roell) (HCT25/400 series) و با سرعت ۵ میلی متر بر دقیقه تحت بارگذاری کششی قرار گرفت. دستگاه دارای دقت ۱ میکرون جابجایی و ۱ نیوتن نیرو می باشد. نمودار تنش کشش بر حسب میزان افزایش طول پوست توسط دستگاه ترسیم شده و نقطه تسلیم یا همان حداکثر استحکام کششی پوست ترمیم شده از روی نمودار تعیین می گردد. این آزمایش برای هر ۴ زخم لحیم کاری لیزری و نیز زخم های کنترل انجام شده و نتایج با یکدیگر مقایسه گردیدند.



شکل ۵- آزمایش بیومکانیکی اندازه گیری استحکام زخم

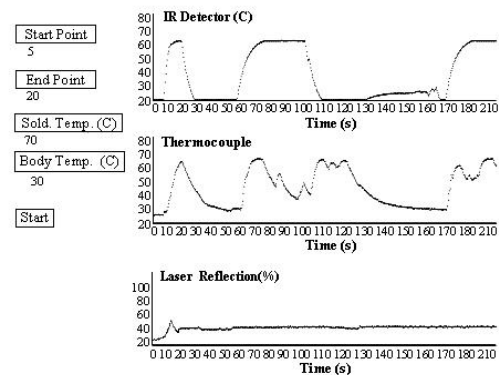
پس از تهیه نمونه‌ها برای آزمایش‌های بافت شناسی، با مواد پایدارکننده تثبیت شدند تا از تغییر شکل آن‌ها توسط میکروارگانیزم‌ها و یا اتولیز جلوگیری به عمل آید. برای رنگ آمیزی بافت‌ها از همتوکسیلین و اتوزین استفاده شد.

۳- نتایج

به منظور مقایسه گروه‌های مختلف مورد مطالعه، از پارامتر تنش نهایی به عنوان مشخصه مقاومت مکانیکی بافت استفاده گردید. این تنش از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

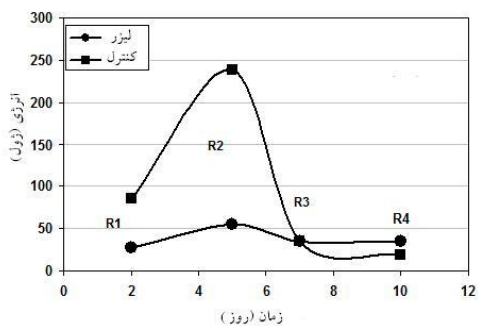
$$\sigma = \frac{F_{ult}}{A} \quad (2)$$

اطلاعات بازخوردی مانند دمای سطح زخم به وسیله آشکارساز فروسرخ (HgMTe)، ترموکوپل (501A) و اطلاعات اپتیکی از طریق فوتودیود به کامپیوتر منتقل می‌شود و در نتیجه سرعت اسکن با این روش قابل کنترل است. هنگامی که دمای سطح زخم به دمای مجاز می‌رسد لیزر خاموش شده و لحیم‌کاری پایان می‌یابد. یک مثال که نشان دهنده تغییرات در سیگنال‌های مربوطه آشکارساز، ترموکوپل و درصد انعکاس پرتو از سطح بافت هنگام لحیم‌کاری می‌باشد در شکل (۴) نشان داده شده است.



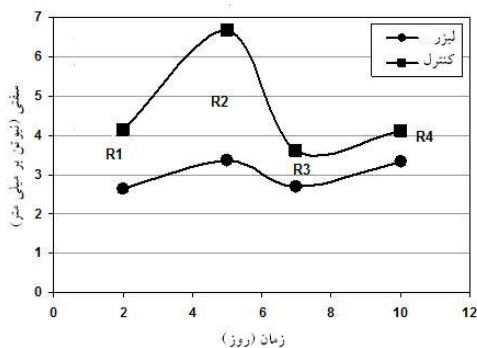
شکل ۴- نمودار تغییرات دما و انعکاس از سطح بافت در لحیم‌کاری

از آنجایی که طبق برنامه ریزی، آزمایشات استحکام مکانیکی و پاتولوژی در روزهای ۲، ۵، ۷ و ۱۰ پس از لحیم کاری می‌بایست انجام می‌شد بنابراین ۴ عدد موش طبق شرایط ذکر شده در بالا تحت لحیم کاری لیزری قرار گرفتند. ۴ موش دیگر نیز به عنوان کنترل انتخاب شدند که زخم‌های این موش‌ها با بخیه بسته شدند. برای انجام آزمایشات مکانیکی و پاتولوژیکی موش با تزریق پنوباریتال قربانی شد. داروی مورد استفاده برای قربانی کردن حیوان باید بتواند به طور سریع و بدون ایجاد درد سبب مرگ حیوان شود. پوست موش به منظور انجام آزمایشات بیومکانیکی و پاتولوژیکی با استفاده از تیغ جراحی جدا گردید. نمونه‌های آزمایش بیومکانیکی سریعاً به آزمایشگاه بیومکانیک منتقل شده و نمونه‌های پاتولوژیکی نیز در محلول فرمالین نگه داری شدند.



شکل ۷- مقایسه انرژی پاره‌گی در زخم‌های ترمیم شده با لیزر و بخیه

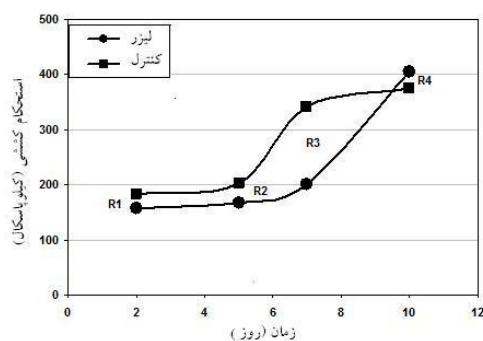
در شکل (۸) سفتی زخم‌های ترمیم شده با لیزر و بخیه با یکدیگر مقایسه شده است. همان‌گونه که در این نمودار ملاحظه می‌شود در زمان‌های مختلف پس از ترمیم، سفتی بافت ترمیم شده با لیزر کمتر از سفتی بافت ترمیم شده با بخیه است. سفتی نهایی بر حسب الاستیسیته کلاژن و الاستین است و در مورد ترمیم لیزری به سفتی پوست سالم نزدیک شده است.



شکل ۸- مقایسه تغییرات سفتی زخم ترمیم شده با بخیه و لیزر

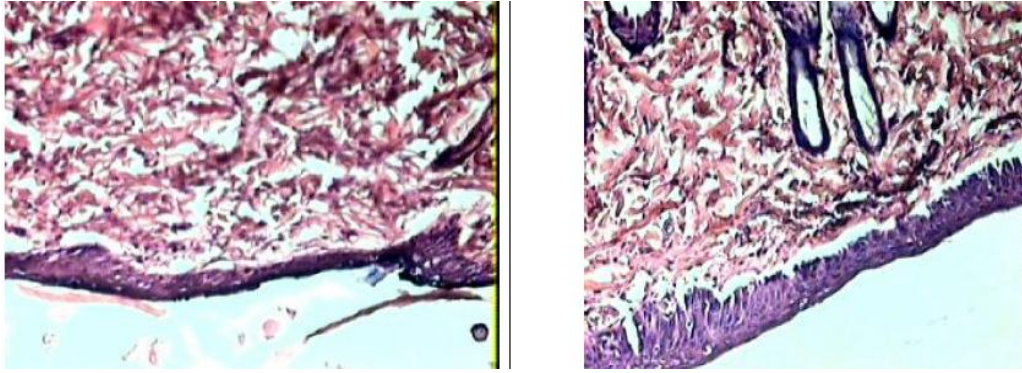
تصویر بافت‌شناسی نمونه زخم کنترل و زخم ترمیم شده با لیزر پس از ۵ روز در شکل (۹) نشان داده شده است. میزان کلاژن نسبت به زخم کنترل بیشتر بوده و واکنش‌های التهابی (حضور لنفوسیت‌ها) کمتر است.

A سطح مقطع عمود بر نیرو و F_{ult} نیروی نهایی تحمل شده توسط بافت می‌باشد. برای یافتن F_{ult} از داده‌های خروجی دستگاه تست بیومکانیکی استفاده می‌شود. تغییرات استحکام کششی نمونه‌های ترمیم شده با لیزر و بخیه در فواصل زمانی ۲، ۵، ۷ و ۱۰ روز در شکل (۶) با یکدیگر مقایسه شده است. همان‌گونه که از این شکل مشخص است در روزهای نخست ترمیم استحکام زخم ترمیم شده با لیزر از استحکام زخم ترمیم شده با بخیه کمتر است ولی با گذشت زمان و پس از ۱۰ روز این وضعیت جابجا می‌شود. از طرفی افزایش استحکام در نمونه ترمیم شده با لیزر در روزهای اول آهسته بوده و با گذشت زمان با شیب تندی افزایش می‌یابد. در حالی که در نمونه کنترل پس از روز هفتم شیب افزایش استحکام، شیب اندکی است. این‌گونه روند ترمیم قبلاً نیز گزارش شده است [۱۱].

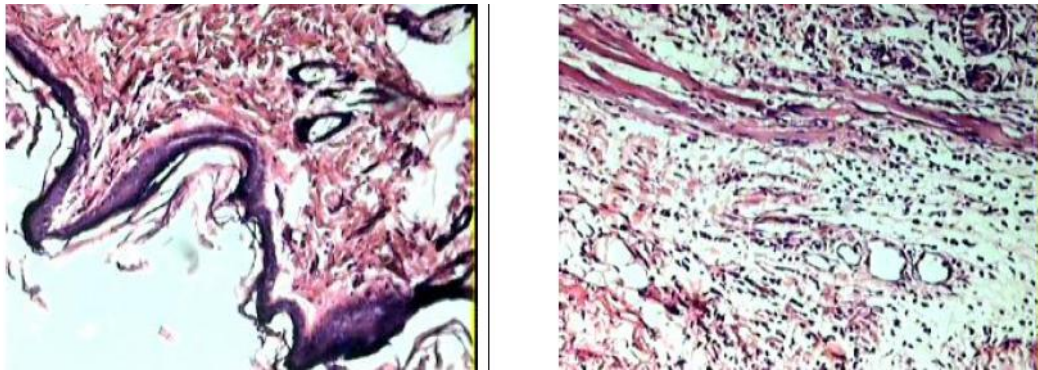


شکل ۶- مقایسه استحکام کششی زخم ترمیم شده با لیزر و بخیه

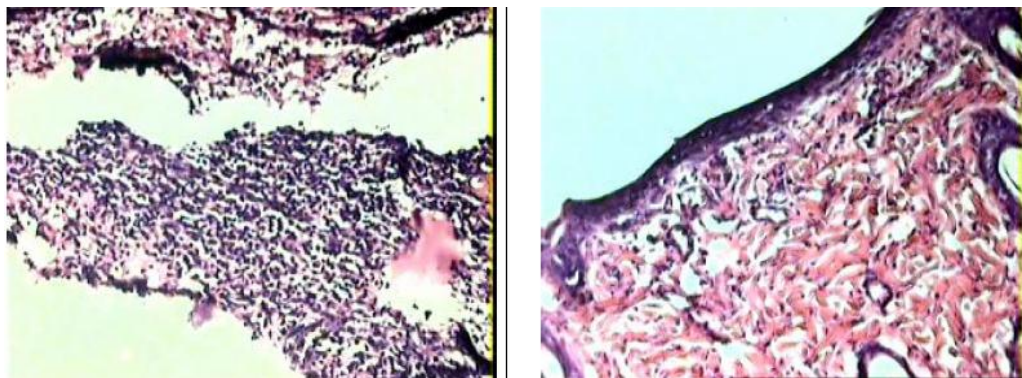
در شکل (۷) میزان انرژی پاره‌گی در نمونه‌های ترمیم شده با بخیه و لیزر با یکدیگر مقایسه شده است. میزان انرژی پاره‌گی در نمونه‌های ترمیم شده با بخیه در روزهای اول ترمیم از نمونه‌های ترمیم شده با لیزر بیشتر است ولی با پیشرفت التیام زخم میزان انرژی لازم برای ترمیم‌های لیزری و ترمیم‌های انجام شده با بخیه کاهش یافته و در روز دهم میزان انرژی پاره‌گی ترمیم انجام شده با لیزر بیشتر می‌گردد.



شکل ۹- تصویر پاتولوژیک نمونه ترمیم شده کنترل و لیزر پس از ۵ روز



شکل ۱۰- تصویر پاتولوژیک نمونه ترمیم شده کنترل و لیزر پس از ۷ روز



شکل ۱۱- تصویر پاتولوژیک نمونه ترمیم شده کنترل و لیزر پس از ۱۰ روز

این تصاویر نشان دهنده التیام زخم بوده و فاکتورهای موثر در ترمیم زخم در نمونه ترمیم شده با لیزر به میزان قابل ملاحظه‌ای بالاتر است. جدول‌های (۱) و (۲) به ترتیب نشان دهنده پارامترهای اصلی موثر در فرایند ترمیم زخم در نمونه های کنترل و لیزر می باشد.

با ادامه روند ترمیم زخم در هر دو نمونه کنترل و زخم ترمیم شده با لیزر میزان تشکیل کلاژن افزایش یافته و بنابراین استحکام نهایی ترمیم افزایش می یابد در نتیجه واکنش های التهابی کاهش می یابد و ماکروفاژها و لنفوسیت‌ها در این تصویر مشاهده نمی شوند که این امر در شکل ۱۰ مشاهده می گردد. در شکل ۱۱ تصاویر هیستوپاتولوژی زخم کنترل و زخم ترمیم شده با لیزر پس از گذشت ۱۰ روز نشان داده شده است.

جدول ۱- پارامترهای موثر بر فرایند ترمیم زخم در نمونه های کنترل

| ردیف | کد | تاریخ نمونه برداری | ابی درمیس | زخم | هسته های چند شکلی | لمفوسیت | ماکروفاژ | کلاژن | جمع کل |
|------|-------|--------------------|-----------|------|-------------------|---------|----------|-------|--------|
| ۱ | ۲C ۱ | ۲ | غیرعادی | +۵ | +۵ | +۵ | +۵ | ۰ | +۲۰ |
| ۲ | ۲C ۲ | ۲ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۵ | +۵ | ۰ | +۲۵ |
| ۳ | ۲C ۳ | ۲ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۵ | +۱۰ | ۰ | +۳۰ |
| ۴ | ۲C ۴ | ۲ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۵ | +۱۰ | +۱۰ | +۴۰ |
| ۵ | ۵C ۱ | ۵ | عادی | ۰ | +۵ | -۵ | +۵ | +۲۰ | +۲۵ |
| ۶ | ۵C ۲ | ۵ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۵ | +۵ | ۰ | +۲۵ |
| ۷ | ۵C ۳ | ۵ | غیرعادی | +۰/۵ | +۵ | +۵ | +۵ | +۱۵ | +۳۰/۵ |
| ۸ | ۵C ۴ | ۵ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۵ | +۵ | ۰ | +۲۵ |
| ۹ | ۷C ۳ | ۷ | عادی | -۵ | +۵ | +۵ | +۱۵ | +۱۵ | +۳۵ |
| ۱۰ | ۷C ۴ | ۷ | عادی | -۵ | +۵ | +۱۰ | +۱۰ | +۱۵ | +۳۵ |
| ۱۱ | ۱۰C ۱ | ۱۰ | عادی | -۵ | -۵ | +۵ | +۵ | +۲۰ | +۲۰ |
| ۱۲ | ۱۰C ۲ | ۱۰ | عادی | -۵ | -۵ | +۱۰ | +۵ | +۲۵ | +۳۰ |
| | | | | | | | | | +۳۴۰/۵ |

جمع کل

جدول ۲- پارامترهای موثر بر فرایند ترمیم زخم در نمونه های ترمیم شده با لحیم کاری لیزری

| ردیف | کد | تاریخ نمونه برداری | ابی درمیس | زخم | هسته های چند شکلی | لمفوسیت | ماکروفاژ | کلاژن | جمع کل |
|------|------|--------------------|-----------|------|-------------------|---------|----------|-------|--------|
| ۱ | ۲L۳ | ۲ | عادی | -۵ | ۰ | +۵ | +۵ | +۲۰ | +۲۵ |
| ۲ | ۲L۵ | ۲ | عادی | -۵ | +۵ | +۵ | +۵ | +۱۵ | +۲۵ |
| ۳ | ۵L۱ | ۵ | غیرعادی | +۱۰ | +۱۰ | +۵ | +۵ | +۵/۵ | +۳۵/۵ |
| ۴ | ۵L۲ | ۵ | غیرعادی | +۱۰ | +۱۰ | +۵ | +۵ | +۱۰ | +۴۰ |
| ۵ | ۵L۳ | ۵ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۱۰ | +۱۰ | +۱۰ | +۴۵ |
| ۶ | ۵L۴ | ۵ | عادی | ۰ | ۰ | ۰ | ۰ | +۲۰ | +۲۰ |
| ۷ | ۵L۵ | ۵ | غیرعادی | +۱۰ | +۱۰ | +۱۰ | +۵ | +۱۵ | +۵۰ |
| ۸ | ۷L۱ | ۷ | عادی | ۰ | +۰/۵ | +۱۰ | +۵ | +۲۰ | +۳۵ |
| ۹ | ۷L۲ | ۷ | برنزه شده | +۰/۵ | +۵ | +۱۰ | +۱۰ | +۱۵ | +۴۰/۵ |
| ۱۰ | ۷L۳ | ۷ | غیرعادی | +۵ | +۱۰ | +۱۰ | +۵ | +۱۵ | +۴۵ |
| ۱۱ | ۷L۴ | ۷ | عادی | ۰ | +۱۵ | +۵ | +۵ | +۱۰ | +۳۵ |
| ۱۲ | ۱۰L۱ | ۱۰ | عادی | ۰ | ۰ | +۵ | +۵ | +۲۰ | +۳۰ |
| | | | | | | | | | +۴۲۶ |

جمع کل

۴- بحث و نتیجه گیری

اتصال های بخیه ای و لیزری بسته به نوع ارگان و تعداد بخیه های تثبیت کننده، معمولاً با فاصله های مختلف از هم کشیده می شوند (کمتر از ۰/۱ تا ۲-۱ میلی متر). فاصله ها با فیرین، تراوشهای آماسی و یا بافت های اطراف پر می شوند که

جوش های لیزری فوتوترمال همانند بستن سستی با نخ بخیه با مکانیسم ترمیم زخم اولیه و ثانویه التیام می یابد. به علت الاستیسیته ذاتی بافت و تنش های کششی، دو انتهای جدا شده

باعث ایجاد اتصالانی می شوند که از نظر مکانیکی ضعیف بوده و ضد آب است. تراوش های آماسی و بافت های منعقد شده گرمایی توسط لیزر نهایتاً سازمان یافته و با بافت اسکار جایگزین می شوند. در طی هفته اول تا ۱۰ روز اتصال لیزری ضعیف تر از اتصال با بخیه است اما با بهبود زخم استحکام برابر می شود. مقدار بافت اسکار باقی مانده در محل اتصال به اندازه شکاف ها بستگی دارد. اگر شکاف ها بزرگ باشند التیام طولانی شده که می تواند منجر به تضعیف بافت اسکار و ایجاد اتصالات مکانیکی ضعیف تر، قابلیت عفونت و در مورد لحیم کاری عصب باعث کاهش بازده بازگشت عملکرد عصب پس از ترمیم گردد. مشکل التیام تاخیری در برخی از لحیم کاری های لیزری نیاز به روش های جدید برای اطمینان از ترمیم بافت قابل قبول دارد.

مقدار انرژی پاره گی نشان دهنده قابلیت جذب انرژی توسط آن جسم می باشد به طور کلی هر چه نسبت بافت نرم بدون شکل زخم به بافت نرم جهت دار (پوست معمولی) بیشتر باشد ، مقدار انرژی پاره گی بیشتر می باشد. از طرفی مقدار انرژی شکست در مراحل اولیه بهبود زخم به علت پایین بودن ظرفیت تحمل بار جسم پایین می باشد. نحوه محاسبه انرژی شکست به صورت زیر بیان می شود:

$$W = \int F \cdot dt \quad (3)$$

در بررسی های پاتولوژیکی، پارامترهای مهم مورد بررسی میزان تشکیل کلاژن و وجود ماکروفاژ است. در مقایسه ترمیم زخم به دست آمده در گروه کنترل (۳۴۰/۵) و گروه ترمیم شده با لیزر (۴۲۶) اختلاف معنی داری در مجموع پارامترهای

ترمیم زخم مشاهده می شود. مهم ترین علت اختلاف در اثر پیدایش کلاژن می باشد و این شاخص ارائه شده در جدول به معنی افزایش التیام زخم و فرآیند التیام است، که در مورد زخم های ترمیم شده با لیزر مقادیر بسیار بالاتری را نشان می دهد. علاوه بر این، کاهش میزان واکنش های التهابی (حضور ماکروفاژها) که در ترمیم زخم از اهمیت بالایی برخوردار است، در مورد زخم های ترمیم شده با لیزر به طور قابل ملاحظه ای بیشتر است طور کلی نتایج حاصل از آزمایش های بیومکانیکی و هیستوپاتولوژی نشان دهنده آن است که التیام زخم با لیزر، سریع تر و با کیفیت بالاتری انجام می گیرد. تاثیر پرتولیزر دیود همراه با ایندوسیانین سبز بر روی فرآیند ترمیم زخم پوست موش تحت سیستم کنترل بازخوردی دما مطالعه شد. نتایج نشان دادند که پس از روز هفتم فرایند ترمیم زخم با لیزر نسبت به بخیه به لحاظ خواص بیومکانیکی علایم برتری از خود نشان می دهد. همچنین هیستوپاتولوژی، تفاوت های معناداری مابین این دو روش نشان داد که اساس به دلیل اختلاف در میزان تولید کلاژن می باشد. در پایان یادآور می شود که برای نتیجه گیری جامع تر نیاز به پیگیری های طولانی مدت تر است.

۵ - تشکر و قدردانی

این مطالعه با حمایت مالی گروه اپتیک و لیزر مرکز صنایع نوین انجام شده است و بدین وسیله نویسندگان مراتب تشکر و قدردانی خود را از این مرکز اعلام می دارند.

منابع

1. Bass LS, Treat MR. Laser tissue welding: a comprehensive review of current and future clinical applications. *Lasers Surg Med* 1995;17(4):315-49.
2. McNally-Heintzelman KM, Welch AJ. Laser tissue welding. In: Tuan VD, editor. *Biomedical photonics handbook*. Boca Raton, FL: CRC Press 2003.
3. Cohen M, Ravid A, Scharf V, Katzir A. Temperature controlled burn generation system based on a CO2 laser and a silver halide fiber optic radiometer. *Lasers Surg Med* 2003;32(5):413-6.
4. Fried NM, Walsh JT Jr. Laser skin welding: in vivo tensile strength and wound healing results. *Lasers Surg Med* 2000;27(1):55-65.
5. Simhon D, Ravid A, Halpern M, Leviav A, Katzir A. Laser soldering of rat skin, using fiberoptic temperature controlled system. *Lasers Surg Med* 2001;29(3):265-73.

6. Simhon D, Brosh T, Halpern M, Ravid A, Vasilyev T, Kariv N, Katzir A, Nevo Z. Closure of skin incisions in rabbits by laser soldering: I: wound healing pattern. *Lasers Surg Med* 2004;35(1):1-11.
7. Kamegaya Y, Farinelli WA, Vila Echague AV, Akita H, Gallagher J, Flotte TJ, Anderson RR, Redmond RW, Kochevar IE., Evaluation of photochemical tissue bonding for closure of skin incisions and excisions *Lasers Surg Med* 2005;37(4):264-70.
8. Wolf, Roman F.; Bartels, Kenneth E.; Shivakoti, Suman; Liu, Hong . Selective photo thermal tissue interaction using 805-nm laser and indocyanine green in tissue welding. *J X-Ray Sci Tech* 2004; 12:117-26
9. M.E. Khosroshahi, M.S.Nourbakhsh. An in-vitro investigation of automatic wound closure with diode laser and biological ICG solder. *Iranian J Med Laser* 2006; 4(4): 6-11.
10. Nourbakhsh MS, Khosroshahi ME, Saremi S, Tabatabaee F. Effects of static and dynamic modes on laser tissue soldering: an in-vitro study. *IFMBE Proc* 2008; 20: 383-385.
11. Brosh T, Simhon D, Halpern M, Ravid A, Vasilyev T, Kariv N, Nevo Z, Katzir A. Closure of skin incisions in rabbits by laser soldering II: Tensile strength. *Lasers Surg Med* 2004;35(1):12-7