

بررسی آزمایشگاهی زخم پوست با لیزر دیود و لحیم نانو پوسته های طلا

## بررسی آزمایشگاهی بستن زخم پوست با لیزر دیود و لحیم پروتئینی حاوی نانو پوسته های طلا

سید محمد صادق نوربخش<sup>۱</sup>، سید محمد عترتی خسروشاهی<sup>۲\*</sup>

۱- استادیار گروه مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

۲- استاد گروه بیومتریال، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۷/۲۸

تاریخ دریافت: ۸۹/۲/۴

### چکیده

**مقدمه:** لحیم کاری لیزری تکنیک جدید برای ترمیم بافت های مختلف مانند پوست، کبد، غضروف مفصلی و عصب است که می تواند جایگزین مناسبی برای بخیه زدن باشد. برای غلبه بر مشکلات آسیب گرمایی گسترده و عمق نفوذ اندک لیزر در این فرایند از کروموفورهای جاذب خارجی مانند نانو پوسته های طلا - که نوع جدیدی از نانوذرات شامل یک هسته سیلیکایی و پوسته طلا هستند- استفاده می شود. هدف از این تحقیق استفاده از دو غلظت متفاوت نانو پوسته های طلا برای لحیم کاری پوست و بررسی تاثیر پارامترهای مختلف فرایند لحیم کاری بر استحکام کششی پوست ترمیم شده بود.

**مواد و روشها:** دو لحیم پروتئینی با ترکیب آلومین سرم گاوی و دو حجم متفاوت نانو پوسته طلا تهیه گردید. یک قطعه پوست گوسفند را پس از تمیز کردن و پشم زدایی به قطعات کوچک  $4 \times 5$  سانتی متر مربع تقسیم و یک زخم تمام ضخامت به ابعاد  $20 \times 2$  میلی متر مربع بر روی آن ایجاد شده و پس از قرار دادن  $50$  میکرو لیتر از لحیم بر روی زخم، پرتو دهی در چگالی توان ها و شرایط متفاوت توسط لیزر دیود  $810$  نانومتر انجام گردید. در نهایت استحکام کششی زخم ترمیم شده برای غلظت های متفاوت نانو پوسته، شدت های مختلف لیزر و پارامترهایی مانند تعداد اسکن و سرعت اسکن اندازه گیری شد.

**نتایج:** نتایج نشان دادند که با افزایش شدت لیزر برای هر دو غلظت نانو پوسته های طلا، استحکام کششی ترمیم می یابد. علاوه بر این در چگالی توان ثابت لیزر، با افزایش تعداد اسکن و کاهش سرعت اسکن استحکام کششی زخم ترمیم شده نیز افزایش می یابد. در این تحقیق شرایط بهینه در شرایط شدت لیزر  $60$  وات بر سانتی متر مربع، تعداد اسکن  $10$  و سرعت اسکن  $2/0$  میلی متر بر ثانیه به دست آمد که در این حالت دمای بافت به  $65$  درجه سانتی گراد رسید.

**بحث و نتیجه گیری:** نانو پوسته های طلا می توانند جایگزین مناسبی برای ایندوسیانین سبز در لحیم کاری بافت همراه با نتایج امیدوارکننده باشند. با وجود این که با افزایش شدت لیزر استحکام کششی زخم ترمیم شده افزایش می یابد ولی از آنجایی که افزایش شدت با افزایش دمای سطح بافت رابطه مستقیم دارد بنابراین باید یک مقدار بهینه برای شدت در نظر گرفته شود (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۴، پیاپی (۲۹)، زمستان ۸۹، ۶۹-۶۱)

**واژگان کلیدی:** نانو پوسته های طلا، لحیم کاری پوست، لیزر دیود، استحکام کششی

\* نویسنده مسؤول، سید محمد عترتی خسروشاهی

آدرس: آزمایشگاه لیزر و نانویوفوتونیک، گروه بیومتریال، دانشکده

مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

Khosro@aut.ac.ir

تلفن: ۹۸ (۲۱) ۶۴۵۴۲۳۹۸+

## ۱- مقدمه

بستن زخم پوست با کمک لیزر در دهه های اخیر مورد بررسی قرار گرفته است. جوش کاری نورگرمایی بافت یکی از روش هایی است که به طور گسترده مطالعه شده است [۲،۱]. این روش نیازمند گرمایش موضعی پوست تا بالای دمای از هم باز شدن رشته های کلاژن بوده و اتصال در نتیجه در هم فرو رفتن این رشته ها در لبه های بافت در هنگام سرد شدن پوست می باشد [۳]. کاربرد جوش کاری لیزری به علت منطقه وسیع آسیب گرمایی ایجاد شده، استحکام پیوند پایین و ناهماهنگی نتایج به دست آمده محدود شده است [۴]. لایحه کاری لیزری بر پایه اعمال لایحه هایی مانند آلبومین بر لبه های نزدیک شده زخم و گرم کردن لایحه و نیز بافت زیرین آن توسط پرتو لیزر استوار می باشد. لایحه کاری لیزری و نیز جوش کاری لیزری به طور ذاتی روش هایی استریل و غیرتماسی بوده و برخلاف بخیه و یا چسب های بیولوژیکی باعث ایجاد واکنش جسم خارجی در محل زخم نمی گردند. مزیت های این روش ها شامل ایجاد اتصال ضد آب، فرایند ترمیم زخم سریع تر، تشکیل بافت جوش گاه کمتر و نیز سرعت بیشتر عمل در مقایسه با تکنیک های استاندارد است [۵]. یکی از تکنیک موثر در بازسازی بافت ها در جراحی همراه با ایجاد یک اتصال ضد نشت با آسیب حداقل به بافت های زیرین، لایحه کاری لیزری با استفاده از لیزر دیود و لایحه آلبومین و رنگ ایندوسیانین سبز (ICG) می باشد [۶،۷].

اُز<sup>۱</sup> و همکاران [۸]، دکوسته<sup>۲</sup> و همکاران [۹] و باس<sup>۳</sup> و همکاران [۱۰] نشان دادند که ICG یک کروموفور موثر برای این منظور است. لایحه کاری لیزری به طور موفقیت آمیز برای به هم پیوستن بافت های مختلفی مانند لوله گوارشی [۱۱]، عروق خونی [۱۲]، غضروف [۱۳]، پوست [۱۴،۱۵]، مثانه [۱۶] و مجاری ادراری [۱۷] استفاده شده است. هنگامی که از ایندوسیانین سبز به عنوان

جزء کروموفور در لایحه استفاده می شود تغییر رنگ لایحه در طی گرمایش نقش موثری در تعیین تکمیل فرایند لایحه کاری دارد. در تحقیقات انجام شده با سایر ترکیبات لایحه و لیزر از دوربین های حرارتی و ترموکوپل ها به منظور آشکار سازی دماهای بالقوه بالای بافت در طی فرایند لایحه کاری لیزری به منظور تعیین نقطه پایان عمل استفاده شده است [۱۸].

نانوپوسته ها نوع جدیدی از نانو ساختارها شامل یک هسته دی الکتریک احاطه شده با یک پوسته نازک می باشند. در این تحقیق از نانوپوسته های با هسته سیلیکا و پوسته طلا استفاده شده است. رزونانس پلاسمون این نانو ذرات را می توان با تغییر نسبت قطر هسته به پوسته و تغییر ضخامت پوسته تنظیم نمود [۱۹]. با طراحی و کنترل هندسه نانو پوسته ها می توان آن ها را طوری تنظیم نمود که محدوده وسیعی از طول موج ها، از مرئی تا فرسرخ نزدیک جذب نموده و بنابراین با تنظیم خواص اپتیکی با طول موج خروجی لیزر دلخواه مطابقت پیدا کنند. نانوپوسته ها امروزه در کاربردهای متعددی در مهندسی پزشکی استفاده شده اند و نشان داده شده است که این نانو ساختارها غیر سمی بوده و به شدت زیست سازگار هستند [۲۰،۲۱]. به عنوان مثال در کاربردهای درمانی سرطان، نانوپوسته ها به صورت سیستمی تزریق شده و بر اثر نفوذ پذیری عروقی در محل تومور تجمع یافته و سپس به علت قابلیت آن ها برای گرمایش سریع تحت تابش نور فرسرخ نزدیک برای کندگی نور گرمایی مورد استفاده قرار می گیرند [۲۲].

استفاده از نانوپوسته ها مزایای متعددی نسبت به ایندوسیانین سبز دارد. به عنوان مثال قطر نانوپوسته ها حدود ۱۰۰ نانومتر است که باعث کاهش نفوذ گرما از محل درمان و تمرکز گرما در سطح مشترک محل جوش می شود و آسیب گرمایی به بافت مجاور را کاهش می دهد. ایندوسیانین سبز به صورت هیدرولیتیک حساس بوده و استعداد بیرنگ شدن نوری در حضور نور را دارد [۲۳]. بنابراین یکی دیگر از مزایای نانوپوسته ها

<sup>1</sup> Oz

<sup>2</sup> Decoste

<sup>3</sup> Bass

بررسی آزمایشگاهی زخم پوست با لیزر دیود و لحیم نانوپوسته های طلا

(FTIR) پراش اشعه ایکس (XRD) و میکروسکوپ الکترونی عبوری (TEM) مشخصه یابی شدند [۲۶].  
لحیم پروتئینی مورد استفاده از مواد زیر تهیه گردید: دو حجم متفاوت ۱ و ۲ سی سی از نانوپوسته های طلا با غلظت  $10^1 \times 7$  ذره بر سی سی به محلول ۲۵٪ وزنی آلبومین سرم گاوی (BSA) در ۵ سی سی آب دوبار تقطیر افزوده شدند و این شیشه محتوی مخلوط فوق به مدت ۵ دقیقه در دستگاه همزن قرار گرفت تا سوسپانسیون های کاملا یکنواخت به دست آید. لحیم های تهیه شده در داخل یخچال گذاشته شد تا در موقع لزوم مورد استفاده قرار گیرد این غلظت ها به ترتیب غلظت ۱ و ۲ نامیده شدند. وجود نانوپوسته های طلا باعث می گردد تا بیشتر انرژی لیزر دیود در نواحی آغشته به این ماده جذب شده و از آسیب گرمایی به بافت های مجاور جلوگیری نماید. این مساله نقش بسیار مهمی در استحکام نهایی ترمیم و تسریع در سرعت ترمیم زخم دارد.

چیدمان آزمایش در شکل (۱) آورده شده است. همان گونه که در این شکل مشاهده می شود نمونه بافت بر روی یک اسکنر در زیر نوک لیزر قرار داده شده و با سرعت قابل تنظیم و مورد نظر در زیر پروب لیزر اسکن می شود. به منظور اندازه گیری دمای تولید شده بر روی بافت هنگام لحیم کاری، یک عدد ترمومتر دیجیتال (CHY502A1, Taiwan) که از طریق یک رابط اپتیکی مناسب به کامپیوتر متصل شده بود در محل زخم قرار داده شد تا تغییرات دما هنگام اسکن با پروب لیزر را ثبت کند. برای مشاهده و ثبت تغییرات هنگام لحیم کاری تصاویر توسط یک دوربین CCD (Dynamic wv-CP450) که دارای بازده کوانتومی برابر با ۶۰٪ در محدوده ۸۰۰-۶۰۰ نانومتر بود، ثبت و به مونیتر انتقال یافت.

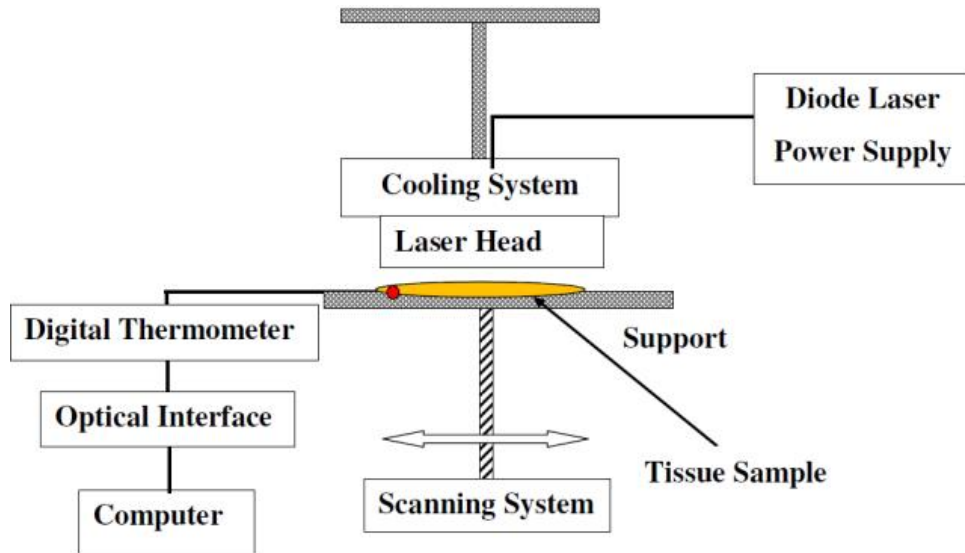
پایداری نوری آنهاست زیرا خواص جذب آنها به وسیله ساختار فیزیکی تعیین می گردد. علاوه بر این نانوپوسته ها جذب کننده های بسیار قوی تری در هر ذره و مولکول نسبت به ایندوسیانین سبز هستند. سطح مقطع جذب ایندوسیانین سبز به طور متوسط  $10^{-20}$  مترمربع می باشد. در حالی که سطح مقطع جذب نانوپوسته ها تقریباً  $10^{-14}$  مترمربع می باشد که باعث می شود نانوپوسته ها تقریباً ۱ میلیون بار جذب کننده موثرتری باشند [۲۴]. گوبین<sup>۱</sup> و همکاران [۲۵] با استفاده از غلظت ثابت نانوپوسته های طلا بافت ماهیچه سینه مرغ را لحیم کاری نموده و نشان دادند که استفاده از نانوپوسته های طلا می توان باعث افزایش قابل ملاحظه استحکام ترمیم گردد. علاوه بر این با لحیم کاری بافت پوست در حالت درون تنی به التیام زخم مناسب همراه با استحکام مناسب ترمیم دست یافتند. هدف از این تحقیق ارزیابی تاثیر غلظت های متفاوت نانوپوسته های طلا و پارامترهای لیزر بر روی استحکام کششی زخم بسته شده در شرایط آزمایشگاهی می باشد.

## ۲- مواد و روشها

یک قطعه پوست گوسفند تهیه و پس از آماده سازی و زدودن مو و شستشو به قطعات کوچک تر بریده شده و قطعات پوست در یخچال در دمای ۴ درجه سانتی گراد گذاشته شد. پس از آماده سازی پوست و قبل از انجام آزمایش، بر روی سطح پوست جراحی ایجاد گردید. به منظور ایجاد یک زخم تمام ضخامت که لایه های پوست شامل اپی درمیس و درمیس را در بر گیرد از یک چاقوی جراحی شماره ۱۱ استفاده شد که زخمی به ابعاد ۲×۲۰ میلی متر مربع ایجاد نمود.

برای سنتز نانوپوسته های طلا از روش Stober استفاده شد. نانوپوسته های طلا با دو ترکیب متفاوت مواد اولیه سنتز و با استفاده از آنالیزهای طیف سنجی فرابنفش - مرئی (UV-Vis Spectroscopy) طیف سنجی فروسرخ

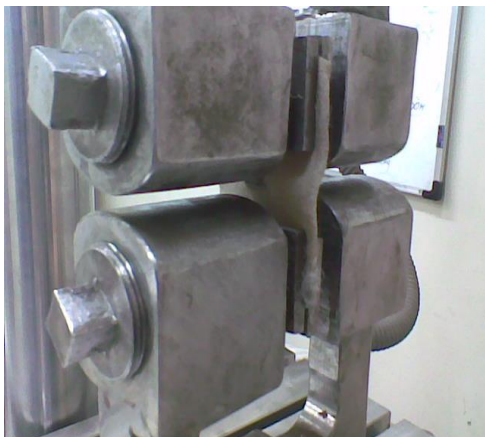
<sup>1</sup> Gobin



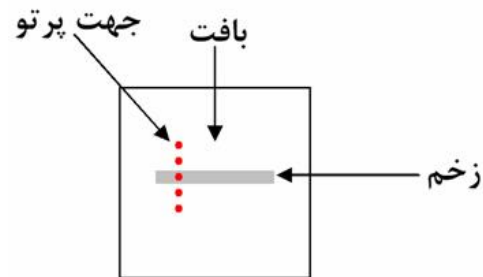
شکل ۱- نحوه قرار گیری اجزای سیستم لحیم‌کاری لیزری

استحکام کششی زخم ترمیم شده که پارامتر بسیار مهمی در بحث ترمیم زخم است، به دست آید. ابتدا ضخامت و عرض پوست با کولیس اندازه گیری و سپس پوست در جهت عمود بر راستای زخم بین دو فک دستگاه کشش (Zwick/Roell (HCT 25/400 series) قراردادده شد و با سرعت ۵ میلی‌متر بر دقیقه تحت بارگذاری کششی قرار گرفت. نمودار تنش کرنش بر حسب میزان افزایش طول پوست توسط دستگاه ترسیم شده و نقطه تسلیم پوست ترمیم شده تعیین گردید. این مقدار حداکثر استحکام کششی پوست ترمیم شده می باشد.

پس از آماده سازی چیدمان آزمایش و ایجاد زخم بر روی پوست، لحیم تهیه شده در محل زخم قرار داده شد و لبه‌های زخم در کنار یکدیگر قرار گرفت. سپس پوست در چگالی توان‌های مختلف تحت پرتودهی با لیزر دیود پیوسته (Coherent, USA) با طول موج ۸۱۰ نانومتر و توان قابل تنظیم از ۶-۱/۵ وات و بنابراین شدت‌های ۸۳-۲۴ وات بر سانتی‌متر مربع قرار گرفت. پرتودهی به صورت دینامیک و با دو غلظت متفاوت نانوپوسته با پروفیل خطی باریکه که با استفاده از یک لنز مناسب همگرا شده بود، انجام شد. در این روش، زخم با سرعت‌های مشخص در زیر پروب لیزر اسکن می‌گردید و پروب لیزر به صورت عمود بر راستای زخم قرار داشت.

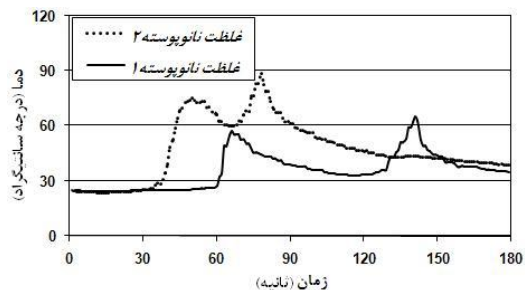


شکل ۲- نحوه انجام تست کشش در حالت برون تنی



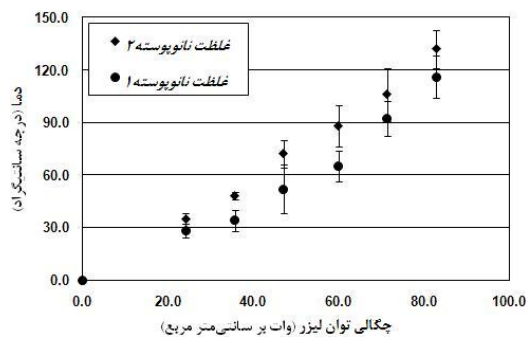
شکل ۲- هندسه پرتودهی

پس از تابش دهی محل زخم حاوی لحیم بیولوژیکی، نمونه پوست مورد آزمایش کشش قرار گرفت تا میزان



شکل-۳ افزایش دمای بافت در اثر تابش لیزر با چگالی توان ۶۰ وات بر سانتی متر مربع و غلظت‌های مختلف نانوپوسته طلا

نمودار شکل (۶) افزایش دمای پوست به عنوان تابعی از شدت لیزر و غلظت‌های متفاوت نانوپوسته را نشان می‌دهد. همان گونه که از این نمودار ملاحظه می‌شود افزایش دما در چگالی توان‌های بیش از ۶۰ وات بر سانتی متر مربع حدود ۱۰۰ درجه سانتی گراد است که این امر باعث مرگ سلولی و نکروز بافت می‌گردد.

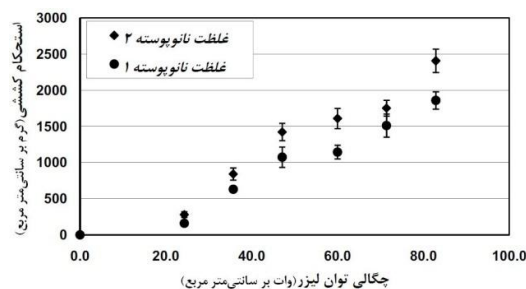


شکل-۴ مقایسه افزایش دمای بافت در اثر تابش شدت‌های مختلف لیزر

در مرحله بعد اثر تعداد اسکن و غلظت نانوپوسته های طلا بر روی استحکام کششی زخم مورد بررسی قرار گرفت. در این مرحله چگالی توان لیزر ثابت و برابر با ۸۳ وات بر سانتی متر مربع در نظر گرفته شد. پس از آماده‌سازی زخم و اعمال لحیم، زخم در اسکن‌های ۲ تا ۱۰ مورد تابش دهی قرار گرفت. نتایج این مرحله در نمودار شکل (۷) آورده شده است. همان گونه که در این نمودار مشاهده می‌شود با افزایش تعداد اسکن استحکام زخم افزایش می‌یابد و افزایش استحکام از یک روند تقریباً خطی پیروی می‌کند علاوه بر این در تعداد اسکن ثابت نیز

### ۳- نتایج

برای بررسی اثرات چگالی توان لیزر بر روی استحکام کششی زخم ترمیم شده، ترمیم زخم در چگالی توان‌های مختلف از ۲۴ وات بر سانتی متر مربع تا ۸۳ وات بر سانتی متر مربع و با تعداد ۸ اسکن صورت گرفت. در شکل (۴) اثر چگالی توان لیزر و غلظت نانوپوسته های طلا بر روی استحکام کششی به خوبی نمایانده شده است. همان گونه که از شکل مشاهده می‌شود در هر چگالی توان لیزر، با افزایش غلظت نانوپوسته‌های طلا استحکام کششی زخم نیز افزایش می‌یابد.



شکل-۵ تاثیر چگالی توان لیزر بر روی استحکام کششی زخم

همان گونه که قبلاً اشاره شد افزایش دمای سطح بافت هنگام ترمیم زخم، به وسیله یک ترمومتر دیجیتال اندازه گیری شد. شکل (۵) افزایش دمای بافت در اثر تابش دهی با لیزر دیود در چگالی توان ۶۰ وات بر سانتی متر مربع و با غلظت‌های ۱ و ۲ نانوپوسته طلا را نشان می‌دهد. این منحنی دارای ۲ قله است که هر یک از این قله‌ها مربوط به لحظه قرار گرفتن پروب لیزر بر روی نوک ترمومتر واقع زیر پوست است که در یک اسکن کامل به دست آمده است و به خوبی افزایش دمای سطح بافت را در هنگام لحیم‌کاری لیزری نشان می‌دهد. همان گونه که در این نمودار مشخص است افزایش دمای بافت در اثر تابش لیزر در غلظت نانوپوسته ۱ حدود ۳۰ درجه و در غلظت نانوپوسته ۲ حدود ۶۰ درجه سانتی گراد می‌باشد که افزایش قابل ملاحظه ای را نشان می‌دهد.

قبل و بعد از پرتودهی رخ نمی دهد و این یکی از مزایای استفاده از نانوپوسته ها می باشد.



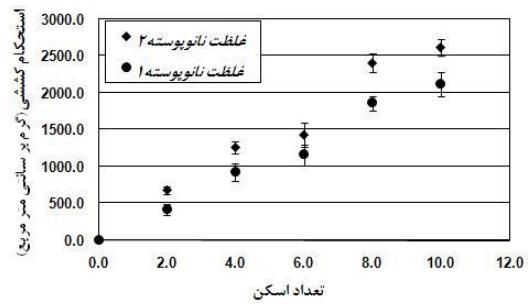
شکل ۹ - الف: قرار گیری لایه حاوی نانوپوسته ها بر روی زخم  
ب: زخم ترمیم شده پس از پایان لایه کاری

#### ۴- بحث

لایه کاری لیزری به عنوان یک روش مناسب برای بستن زخم ها به طور کلی و خصوصاً زخم های پوست می باشد. [۲۷ و ۱۴]. کاربرد لیزرهای با طول موج فرسرخ نزدیک برای لایه کاری بافت مزایای متعددی دارد. توان بالاتر لیزر و عمق نفوذ بالا با این لیزرها قابل دستیابی است زیرا آب، هموگلوبین و ملانین و سایر اجزای بافتی ضرایب جذب اندک در این ناحیه (۹۰۰-۶۵۰ نانومتر) دارند که این امر باعث عمق نفوذ بالای این لیزرها در بافت می گردد [۲۸]. بنابراین در این پژوهش برای رسیدن به جذب فوتون کافی و عمق نفوذ مناسب در بافت، چگالی توان کافی (۴۷ وات بر سانتی متر مربع) به همراه یک ماده جاذب خارجی مانند نانوپوسته های طلا مورد استفاده قرار گرفت. در یک مطالعه توسط کرچ<sup>۱</sup> و همکاران [۲۹] دما در طی فرایند لایه کاری لیزری با آلومین / ICG در داخل لایه و زیر لایه درمیس یک دقیقه پس از فرایند اندازه گیری شد. نتایج این تحقیق نشان داد که دما در داخل لایه به ۱۰۱ درجه سانتی گراد می رسد در حالی که در لایه های فوقانی و زیرین پوست این دما به ترتیب ۶۹/۹ و ۶۵ درجه سانتی گراد بود. لایه کاری لیزری در دماهای زیر ۶۰ درجه سانتی گراد اتصال ضعیفی ایجاد می کند [۳۰]

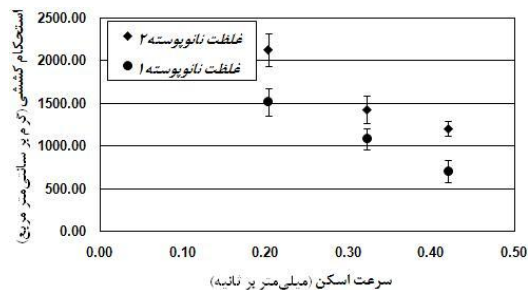
<sup>۱</sup> Kirch

با افزایش غلظت نانوپوسته استحکام ترمیم افزایش می یابد.



شکل ۷- تاثیر تعداد اسکن و غلظت بر استحکام کششی زخم

در آزمایش بعدی اثر سرعت اسکن بر روی استحکام کششی زخم مورد بررسی قرار گرفت. در این حالت چگالی توان لیزر ۴۷ وات بر سانتی متر مربع و تعداد اسکن ۸ در نظر گرفته شد. سرعت اسکن با تنظیم سرعت استپ موتور از ۰/۲ تا ۰/۴ میلی متر بر ثانیه افزایش یافت. نتایج این مرحله در نمودار شکل (۸) آورده شده است. همان گونه که از این نمودار مشاهده می شود با افزایش سرعت اسکن استحکام کششی زخم کاهش می یابد.



شکل ۸- تاثیر سرعت اسکن بر روی استحکام کششی زخم

در شکل های زیر تصاویر میکروسکوپ نوری و دوربین CCD نشان داده شده اند. شکل (۹- الف) پوست را پس از اعمال لایه و قبل از تابش لیزر نشان می دهد. شکل (۹- ب) زخم ترمیم شده با لایه کاری لیزری در شدت ۶۰ وات بر سانتی متر مربع را نشان می دهد با عبور پرتو لیزر لایه گرم شده و منعقد می گردد. همان گونه که در این تصویر کاملاً مشخص است هیچ گونه تغییر رنگی در لایه

و در دماهای بالای ۹۰ درجه سانتی‌گراد باعث ایجاد آسیب گرمایی بافت می‌شود. در این مطالعه شرایط بهینه طور انتخاب شدند که دمای بافت از ۶۵ درجه سانتی‌گراد تجاوز ننماید. علاوه بر این خسروشاهی و همکاران [۶] نشان دادند که حداکثر استحکام کششی زخم ترمیم شده با لحیم پروتئینی حاوی ICG حدود ۲۰۰۰ گرم بر سانتی‌مترمربع بود که به طور قابل ملاحظه ای از مقدار به دست آمده در لحیم کاری با لحیم پروتئینی حاوی نانوپوسته های طلا (۲۵۰۰ گرم بر سانتی‌مترمربع) کمتر بود در شدت ثابت لیزر برابر با ۴۷ وات بر سانتی متر مربع استحکام کششی ترمیم برای ICG برابر با  $1190 \pm 90$  گرم بر سانتی‌مترمربع و برای نانوپوسته های طلا  $1422 \pm 120$  گرم بر سانتی‌مترمربع می‌باشد.

در این مطالعه، ما از نانوپوسته های طلا به عنوان جاذب خارجی فروسرخ نزدیک برای لحیم کاری لیزری استفاده نمودیم. قله جذب نانوپوسته های سنتز شده حدود ۸۰۰ نانومتر بود که انطباق خوبی با طول موج لیزر دیود مورد استفاده داشت. نانوپوسته های سنتز شده دارای قطر متوسط ۱۰۰ نانومتر و ضخامت پوسته حدود ۱۰ نانومتر بودند. هدف از این مطالعه بررسی اثر غلظت نانوپوسته‌های طلا به عنوان جاذب نور بر روی بهبود برهم کنش نورگرمایی و نیز خواص بیومکانیکی ترمیم پوست داشت. نتایج نشان دادند که چگالی توان لیزر پارامتر بسیار مهمی است که بر روی بسته شدن زخم تاثیر می‌گذارد زیرا دما در این فراین نقش اساسی دارد. نتایج همچنین نشان دادند که با افزایش چگالی توان لیزر استحکام زخم ترمیم شده در هر دو غلظت نانوپوسته افزایش می‌یابد. علاوه بر این فراین افزایش سرعت اسکن، استحکام کششی ترمیم و زمان عمل کاهش می‌یابد. همچنین باید توجه نمود که از آنجا که دمای بافت در طول عمل نباید از ۹۰ درجه سانتی‌گراد بیشتر شود بنابراین در این تحقیق شرایط بهینه در شرایط شدت لیزر ۶۰ وات بر سانتی متر مربع، تعداد اسکن ۱۰ و سرعت اسکن ۲/۰ میلی‌متر بر ثانیه به دست آمد که در این حالت دمای بافت به ۶۵ درجه سانتی‌گراد رسید.

#### ۵- نتیجه گیری

نانوپوسته های طلا می‌توانند جایگزین مناسبی برای ایندوسیاین سبز در لحیم کاری بافت همراه با نتایج امیدوارکننده باشند. نتایج این تحقیق نشان داد که استحکام کششی پوست ترمیم شده با افزایش چگالی توان لیزر در هر دو غلظت نانوپوسته افزایش می‌یابد. علاوه بر این با افزایش سرعت اسکن، استحکام کششی ترمیم و زمان عمل کاهش می‌یابد. همچنین باید توجه نمود که از آنجا که دمای بافت در طول عمل نباید از ۹۰ درجه سانتی‌گراد بیشتر شود بنابراین در این تحقیق شرایط بهینه در شرایط شدت لیزر ۶۰ وات بر سانتی متر مربع، تعداد اسکن ۱۰ و سرعت اسکن ۲/۰ میلی‌متر بر ثانیه به دست آمد که در این حالت دمای بافت به ۶۵ درجه سانتی‌گراد رسید.

و در دماهای بالای ۹۰ درجه سانتی‌گراد باعث ایجاد آسیب گرمایی بافت می‌شود. در این مطالعه شرایط بهینه طور انتخاب شدند که دمای بافت از ۶۵ درجه سانتی‌گراد تجاوز ننماید. علاوه بر این خسروشاهی و همکاران [۶] نشان دادند که حداکثر استحکام کششی زخم ترمیم شده با لحیم پروتئینی حاوی ICG حدود ۲۰۰۰ گرم بر سانتی‌مترمربع بود که به طور قابل ملاحظه ای از مقدار به دست آمده در لحیم کاری با لحیم پروتئینی حاوی نانوپوسته های طلا (۲۵۰۰ گرم بر سانتی‌مترمربع) کمتر بود در شدت ثابت لیزر برابر با ۴۷ وات بر سانتی متر مربع استحکام کششی ترمیم برای ICG برابر با  $1190 \pm 90$  گرم بر سانتی‌مترمربع و برای نانوپوسته های طلا  $1422 \pm 120$  گرم بر سانتی‌مترمربع می‌باشد.

در این مطالعه، ما از نانوپوسته های طلا به عنوان جاذب خارجی فروسرخ نزدیک برای لحیم کاری لیزری استفاده نمودیم. قله جذب نانوپوسته های سنتز شده حدود ۸۰۰ نانومتر بود که انطباق خوبی با طول موج لیزر دیود مورد استفاده داشت. نانوپوسته های سنتز شده دارای قطر متوسط ۱۰۰ نانومتر و ضخامت پوسته حدود ۱۰ نانومتر بودند. هدف از این مطالعه بررسی اثر غلظت نانوپوسته‌های طلا به عنوان جاذب نور بر روی بهبود برهم کنش نورگرمایی و نیز خواص بیومکانیکی ترمیم پوست داشت. نتایج نشان دادند که چگالی توان لیزر پارامتر بسیار مهمی است که بر روی بسته شدن زخم تاثیر می‌گذارد زیرا دما در این فراین نقش اساسی دارد. نتایج همچنین نشان دادند که با افزایش چگالی توان لیزر استحکام زخم ترمیم شده در هر دو غلظت نانوپوسته افزایش می‌یابد. علاوه بر این دما نیز افزایش می‌یابد و دمای بهینه باید انتخاب شود. بنابراین باید توجه نمود که اگر چه دستیابی به استحکام کششی بالاتر با افزایش شدت لیزر وجود دارد ولی به علت نکرور

1. Gulsoy M, Dereli Z, Tabakoglu HO, Bozkulak O. Closure of skin incisions by 980 nm diode laser welding. *Lasers Med Sci.* 2006 Apr;21(1):5-10.
2. Simhon D, Brosh T, Halpern M, Ravid A, Vasilyev T, Kariv N, et al. Closure of skin incisions in rabbits by laser soldering: I: wound healing pattern. *Lasers Surg Med.* 2004;35(1):1-11.
3. Kamegaya Y, Farinelli WA, Vila Echague AV, Akita H, Gallagher J, Flotte TJ, et al. Evaluation of Photochemical Tissue Bonding for Closure of Skin Incisions and Excisions. *Lasers Surg Med.* 2005 Oct;37(4):264-70.
4. Fried, N.M., Walsh, J.T. Laser skin welding: In vivo tensile strength and wound healing results. *Lasers Surg Med.* 2000;27(1):55-65.
5. Cooper CS, Schwartz IP, Suh D, Kirsch AJ. Optimal solder and power density for diode laser tissue soldering (LTS). *Lasers Surg Med.* 2001;29(1):53-61.
6. Khosroshahi ME, Nourbakhsh MS, Saremi S, Tabatabaee F. Characterization of skin tissue soldering using diode laser and ICG: In-vitro studies. *Lasers Med Sci.* 2010;25(2):207-12.
7. McNally KM, Sorg BS, Chan EK, Welch AJ, Dawes JM, Owen ER. Optimal parameters for laser tissue soldering. Part I: Tensile strength and scanning electron microscopy analysis. *Lasers Surg Med.* 2000;26(4):346-56.
8. Oz MC, Libutti SK, Ashton RC, Lontz JF, Lemole GM, Nowygrad R. Comparison of laser-assisted fibrinogen-bonded and sutured canine arteriovenous anastomoses. *Surgery.* 1992 Jul;112(1):76-83.
9. DeCoste SD, Farinelli W, Flotte T, Anderson RR. Dye enhanced laser welding for skin closure. *Lasers Surg Med.* 1992;12(1):25-32.
10. Bass, L.S., Libutti, S.K., Eaton, A.M. New solders for laser welding and sealing. *Lasers Surg Med.* 1993;13(5 Suppl):63.
11. Spector D, Rabi Y, Vasserman I, Hardy A, Klausner J, Rabau M, et al. In vitro large diameter bowel anastomosis using a temperature controlled laser tissue soldering system and albumin stent. *Lasers Surg Med.* 2009 Sep;41(7):504-8.
12. O'Neill AC, Winograd JM, Zeballos JL, Johnson TS, Randolph MA, Bujold KE, et al. Microvascular anastomosis using a photochemical tissue bonding technique. *Lasers Surg Med.* 2007 Oct;39(9):716-22.
13. Züger BJ, Ott B, Mainil-Varlet P, Schaffner T, Clémence JF, Weber HP, et al. Laser solder welding of articular cartilage: Tensile strength and chondrocyte viability. *Lasers Surg Med.* 2001;28(5):427-34.
14. Simhon D, Halpern M, Brosh T, Vasilyev T, Kariv N, Argaman R, et al. In vivo laser soldering of incisions in juvenile pig skin, using GaAs or CO2 lasers and a temperature control system. *Lasers in Surgery: Advanced Characterization, Therapeutics, and Systems XIV.* 2004 Jan 24; San Jose, CA, USA. SPIE Proc;5312:162-75.
15. Khosroshahi ME, Nourbakhsh MS, Saremi S, Hooshyar A, Rabbani Sh, Tabatabai F, Sotudeh M, Application of albumin protein and indocyanine green chromophore for tissue soldering using IR diode laser: ex-vivo and in-vivo studies. *Photomed Laser Surg.* 2010 Dec; 28(6):723-33.
16. Lobik L, Ravid A, Nissenkorn I, Kariv N, Bernheim J, Katzir A. Bladder welding in rats using controlled temperature CO2 laser system. *J Urol.* 1999 May;161(5):1662-5.
17. Shumalinsky D, Lobik L, Cytron S, Halpern M, Vasilyev T, Ravid A, et al. Laparoscopic laser soldering for repair of ureteropelvic junction obstruction in the porcine model. *J Endourol.* 2004 Mar;18(2):177-81.
18. Nourbakhsh MS, Khosroshahi ME, Saremi S, Rabbani Sh, Hooshyar A, Tabatabaee F, et al. Laser Soldering of Rat Skin Using a Controlled Feedback System. *Iran J Med Phys.* 2009 Spring; 6(1):61-9.
19. Duff D, Baiker A, Edwards P. A new hydrogel of gold cluster: formation and particle size variation. *Langmuir.* 1993;9(9):2301-9.



20. Sershen SR, Westcott SL, Halas NJ, West JL. Temperature-sensitive polymer-nanoshell composites for photothermally modulated drug delivery. *J Biomed Mater Res.* 2000 Sep 5;51(3):293-8.
21. Khosroshahi ME, Nourbakhsh MS, In vitro skin wound soldering using SiO<sub>2</sub>/Au nanoshells and a diode laser. *Med Laser Appl.* 2011 Feb; 26(1):35-42
22. Stern JM, Stanfield J, Kabbani W, Hsieh JT, Cadeddu JA. Selective prostate cancer thermal ablation with laser activated gold nanoshells. *J Urol.* 2008 Feb;179(2):748-53.
23. Stern JM, Stanfield J, Lotan Y, Park S, Hsieh JT, Cadeddu JA. Efficacy of laser-activated gold nanoshells in ablating prostate cancer cells in vitro. *J Endourol.* 2007 Aug;21(8):939-43.
24. Malicka J, Gryczynski I, Geddes CD, Lakowicz JR. Metal enhanced emission from indocyanine green: A new approach to in vivo imaging. *J Biomed Opt.* 2003 Jul;8(3):472-8.
25. Gobin AM, O'Neal DP, Watkins DM, Halas NJ, Drezek RA, West JL. Near infrared laser-tissue welding using nanoshells as an exogenous absorber. *Lasers Surg Med.* 2005 Aug;37(2):123-9.
26. Stober W, Fink A, Bohn E. Controlled Growth of Monodisperse Silica Spheres in the Micron Size Range. *J. Colloid Interface Sci* 1968 Jan;26(1): 62-69.
27. Capon A, Souil E, Gauthier B, Sumian C, Bachelet M, Buys B, et al. Laser assisted skin closure (LASC) by using a 815-nm diode-laser system accelerates and improves wound healing. *Lasers Surg Med.* 2001;28(2):168-75.
28. Hirsch LR, Stafford RJ, Bankson JA, Sershen SR, Rivera B, Price RE, et al. Nanoshell-mediated near-infrared thermal therapy of tumors under magnetic resonance guidance. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2003 Nov 11;100(23):13549-54.
29. Kirsch AJ, Duckett JW, Snyder HM, Canning DA, Harshaw DW, Howard P, et al. Skin flap closure by dermal laser tissue soldering: a wound healing model for sutureless hypospadias repair. *Urology.* 1997 Aug;50(2):263-72.
30. Brosh T, Simhon D, Halpern M, Ravid A, Vasilyev T, Kariv N, et al. Closure of skin incision in rabbits by laser soldering. II: Tensile strength. *Lasers Surg. Med.* 2004; 35:12-17.