

بررسی تأثیر تابش لیزر Er-YAG بر سازگاری زیستی دیسک‌های تیتانیومی SLA و مورفولوژی سلول‌های شبه استئوبلاست انسانی SAOS-2

خلاصه

هدف: اتصالات و چسبندگی استئوبلاست‌ها روی سطوح تیتانیومی جهت رسیدن به شکل گیری نهایی و یکپارچگی استخوان ضروری است. هدف از این مطالعه ارزیابی اتصالات و چسبندگی استئوبلاست‌ها روی دیسک‌های تیتانیومی پرتو دیده می‌باشد.

مواد و روش‌ها: دیسک‌های تیتانیومی استریل SLA توسط لیزر ER-YAG با طول موج $2/94\mu\text{m}$ و توان‌های 100 mJ/pulse و 60 mJ/puls و فرکانس 10^2 تحت water Irrigation با فاصله ای در حدود 7mm از بالای دیسک با زاویه تابش 90° و قطر کانونی 2mm و با حرکات جارویی مورد تابش قرار گرفتند. متعاقب لیزر تراپی تمام دیسک‌ها در دمای 120°C درجه اتوکلاو شدند و در پلیت‌های ۲۴ خانه قرار گرفتند به میزان $10^5 \times 5$ سلول انسانی شبه استخوانی SAOS-2 پاساژ ۴ بر روی آنها افزوده گردید. سلول‌های شبه استئوبلاستی رده SAOS-2 در محیط کشت حاوی DMEM، $5\% \text{ CO}_2$ ، 1% پنی سیلین- استرپتومایسین در دمای 37°C درجه سانتیگراد به مدت ۷۲ ساعت اینکوبه شدند. جهت بررسی توسط میکروسکوپ الکترونی اسکنینگ (SEM)، نمونه‌های انتخابی پس از سه روز از محیط کشت خارج شده و عکسبرداری توسط SEM در بزرگنمایی‌های 1000 ، 2000 و 5000 صورت پذیرفت.

یافته‌ها: پس از بررسی تصاویر بدست آمده توسط SEM در سه گروه تجربی و کنترل مشاهده شد که در گروه کنترل بالغ بر 73% تصاویر، سلول‌هایی با مورفولوژی گسترده (spread) همراه با فیلوپودیای فراوان که مورفولوژی یک سلول بالغ استخوانی است را نمایش دادند. این تعداد در ارتباط با گروه‌های ۱ (توان 100 mJ/pulse Er-YAG) و ۲ (توان 60 mJ/pulse Er-YAG) به ترتیب 60% و 50% بود که از نظر آماری این تفاوت معنی دار نبود ($p < 0.393$).
بحث و نتیجه گیری: با توجه به اینکه توان 100 mJ/pulse احتمالاً کارایی بیشتری در بر داشت پلاک میکربی دارد، تابش توان 100 mJ/pulse لیزر Er-YAG جهت درمان peri-implantitis پیشنهاد می‌شود، هر چند تابش توان 60 mJ/pulse نیز همچون تابش توان 100 mJ/pulse تأثیر سوئی بر سازگاری زیستی سطح ایمپلنت نداشت.

واژه‌های کلیدی: دیسک تیتانیوم، لیزر، سلول استئوبلاستی SAOS-2، Er-YAG

نادر ایوبیان^۱
طاهره فروتن^۲
عطیه زحمتکش^۳

^۱دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد تهران
^۲گروه زیست شناسی، دانشگاه تربیت معلم
^۳دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه آزاد تهران

نویسنده مسئول: طاهره فروتن، تلفن: ۰۹۱۲۲۸۹۵۶۴۴
پست الکترونیک: taherforoutan546@gmail.com

مقدمه

یکی از مشکلاتی که متعاقب درمان peri implant رخ می‌دهد (صرف نظر از تکنیک درمانی)، تغییر خصوصیات سطحی و از بین رفتن سازگاری زیستی سطح ایمپلنت است [۱]. این تغییر منجر به حضور نزدیک و کروی شکل اما بدون اتصال و کشیدگی سلول‌های استخوانی در مجاورت ایمپلنت می‌شود [۲]. با افزایش رو به رشد کاربرد ایمپلنت‌های دندانی و موفقیت روزافزون آنها در بازسازی دندان، توجه بیشتری به مشکلات بعدی استفاده از آنها شده است. یافته‌های اخیر بدست آمده از یک مطالعه multi center شامل ۱۵۱ بیمار و ۵۵۸ ایمپلنت نشان داده است که در طی سال‌های دوم و سوم بعد از قرار دادن ایمپلنت، دو درصد از آنها با شکست مواجه می‌شوند. این موارد بیشتر در کسانی دیده می‌شود که میزان تجمع پلاک میکربی

بالایی دارند [۳]. بنابراین در کنار برداشت پلاک میکربی از سطح ایمپلنت در روش‌های درمانی عفونت‌های peri implantitis، آنچه که موفقیت طولانی مدت درمان را تضمین می‌کند، عدم ایجاد تغییر مخرب در سطح ایمپلنت می‌باشد. در این صورت توانایی برقراری مجدد تماس ایمپلنت- استخوان (re-osseointegration) حفظ می‌گردد [۴]. بررسی‌های متعددی نشان داده‌اند که کاربرد لیزر ER-YAG با لحاظ کردن پارامترهای مناسب تابش لیزر قابلیت مناسبی در برداشت پلاک میکروبی و دتوکسیفیکاسیون سطح ایمپلنت بدون تغییر در خصوصیات سطحی تیتانیوم و سازگاری زیستی آن دارد [۵ و ۶].

قطر کانونی ۲mm و با حرکات جارویی مورد تابش قرار گرفتند. ۱۰ دیسک گروه تجربی توسط لیزر ER-YAG با طول موج ۲.94μm و توان 100mJ/pulse و فرکانس ۱۰Hz تحت water irrigation با فاصله‌ای در حدود ۷mm از بالای دیسک با زاویه تابش ۹۰ درجه و قطر کانونی ۲mm و با حرکات جارویی مورد تابش قرار گرفتند. ۲ دیسک نیز بعنوان گروه شاهد مورد تابش واقع نگردید. متعاقب لیزر تراپی تمام دیسک‌ها در دمای ۱۲۰ درجه اتوکلاو شدند و در پلیت‌های ۲۴ خانه قرار گرفتند به میزان ۵×۱۰^۵ سلول انسانی شبه استخوانی saos-2 پاساژ ۴ بر روی آنها افزوده گردید. محیط کشت مورد استفاده حاوی DMEM (Dublecco Modified Eagle Medium)، ۱٪ پنی‌سیلین، ۱٪ استرپتومایسین و ۱۰٪ fetal bovin serum (FBS) بود. سلول‌ها در محیط ۳۷ درجه سانتیگراد و ۵٪ CO₂ اینکوبه شدند. جهت بررسی توسط میکروسکوپ الکترونی اسکنینگ (Philips XL (SEM) 30 (Philips, Eindhoven, The Netherlands)، نمونه‌های انتخابی پس از سه روز از محیط کشت خارج شده و پس از شستشو با PBS (phosphate buffer saline) در دمای اتاق عمل تثبیت سلول‌ها انجام گردید. سپس نمونه‌ها با افزایش غلظت اتانول در محلول آب- اتانول تا غلظت ۱۰۰٪، آبگیری شد. مرحله نهایی دهیدراسیون hexamethyl disilasone بود که به مدت ۲۴ ساعت به طول انجامید. سپس دیسک‌های دهیدراته با طلا پوشش داده شده و آماده عکسبرداری گردید. عکسبرداری توسط SEM در بزرگنمایی‌های ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۵۰۰۰ صورت پذیرفت.

نتایج

پس از بررسی تصاویر بدست آمده توسط SEM در دو گروه تابش یافته توسط لیزر و گروه کنترل مشاهده شد که در گروه کنترل بالغ بر ۷۳٪ سلول‌ها مورفولوژی گسترده (spread) همراه با پروسس‌های (فیلوپودیا) فراوان که مورفولوژی یک سلول بالغ استخوانی است را نمایش دادند. این تعداد در ارتباط با گروه‌های ۱ (توان ۱۰۰mJ/pulse Er-YAG) و ۲ (توان ۶۰mJ/pulse Er-YAG) به ترتیب ۶۰٪ و ۵۰٪ بود که از نظر آماری این تفاوت معنی‌دار نبود (جدول شماره ۱). همچنین در هر سه گروه سلول‌های در حال تکثیر (اشکال ستاره در تصاویر) مشاهده می‌شد. در گروه لیزر با تابش ۱۰۰mJ/pulse

بررسی‌های کلینیکی کاربرد لیزر، گزارش داده‌اند که کاربرد لیزر ER-YAG را در درمان peri implantitis و برقراری re-osseointegration در سطح ایمپلنت‌های آلوده به پلاک میکروبی را مؤثر دانسته‌اند [۲]. اما از آنجا که قدرت و توان لیزر عوامل تأثیرگذار بر درمان هستند، پارامترهای لیزر از جمله توان آن می‌تواند واکنش‌های مختلفی در سطح تیتانیوم ایجاد کند [۶].

طول موج لیزر در شرایط کنترل شده، پارامترهای تابش لیزر، جذب ضعیفی در تیتانیوم بدنه ایمپلنت داشته و سبب افزایش حرارت در ایمپلنت و بافت‌های مجاور نمی‌شود [۶] و مشروط بر اینکه قدرت لیزر (power out put) پایین باشد، لیزر مناسبی جهت رفع آلودگی سطح ایمپلنت می‌باشد [۶ و ۷]. گرچه تعدادی از تحقیقات نشان داده‌اند که لیزر ER-YAG قادر به ترمیم سازگاری زیستی تیتانیوم آلوده نیست [۴]. به نظر می‌رسد به دلیل استفاده از پارامترهای مختلف و ناهماهنگ در تحقیقات مختلف، تفسیر نتایج و تعیین اینکه آیا تابش لیزر ER-YAG می‌تواند اثرات مخربی بر سازگاری زیستی سطح ایمپلنت داشته باشد؟ همچنین در رابطه با نقش توان کاربردی لیزر در این اثرات، توافقی وجود ندارد. بنابراین انجام تحقیقی جامع بر روی این سیستم لیزری به منظور تعیین اثرات لیزر ER-YAG بر سطح دیسک‌های تیتانیومی و معرفی مؤثرترین توان همراه با کمترین اثرات جانبی بر سطح ایمپلنت لازم و ضروری بنظر می‌رسد.

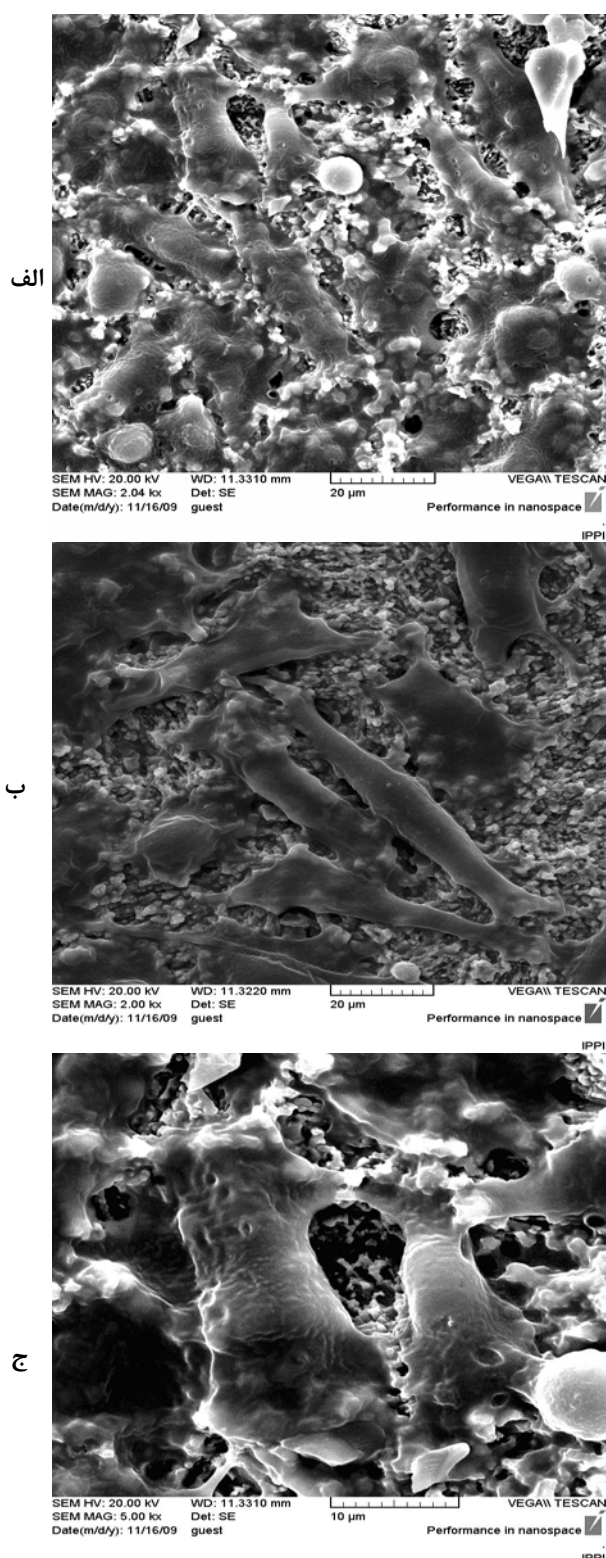
لذا هدف ما از این مطالعه بررسی تأثیر تابش لیزر ER-YAG بر سازگاری زیستی دیسک‌های تیتانیومی SLA و مورفولوژی سلول‌های شبه استئو بلاست انسانی saos-2 پس از تابش بود. بررسی تأثیر تابش توان‌های لیزر ER-YAG بر مورفولوژی و چسبندگی سلول‌های saos-2 بر روی دیسک‌های تیتانیومی SLA می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تعداد ۲۰ دیسک تیتانیومی استریل SLA (محصول کارخانه Dentium کره جنوبی) به ابعاد 2.5×10 mm را به دو گروه کنترل و تجربی تقسیم کردیم. ۱۰ دیسک گروه کنترل توسط لیزر ER-YAG (DEKA, Italy) با طول موج 2.94μm و توان ۱۰۰mJ/pulse و فرکانس ۱۰Hz تحت water irrigation با فاصله‌ای در حدود ۷mm از بالای دیسک با زاویه تابش ۹۰ درجه و

جدول شماره ۱- توزیع فراوانی سلول‌های شبه استئوبلاست انسانی saos-2 بر حسب مورفولوژی سلولی به تفکیک گروه‌های مورد بررسی

مورفولوژی سلول های saos-2 توان لیزر ER-YAG	spread N(%)	flat N(%)	Proliferating cells N(%)	جمع N(%)
100mJ/pulse	12(60)	7(35)	1(5)	20(100)
60mJ/pulse	10(50)	10(50)	0(0)	20(100)
0mJ/pulse (کنترل)	13(37)	5(27)	0(0)	18(100)



الف

ب

ج

شکل ۱- بزرگنمایی های ۲۰۰۰ (الف و ب) و ۵۰۰۰ (ج) از سلول های کشت شده saos-2 بر روی دیسک های تحت تابش 60 mJ/pulse (گروه ۱). سلول ها عمدتاً حالت flat و کشیده از خود نشان می دهند. اتصالات سلولی بصورت ضعیفی خود را نشان می دهد.

این سلول ها از تعداد بیشتری برخوردار بود که این تفاوت به لحاظ آماری معنی دار نبود.

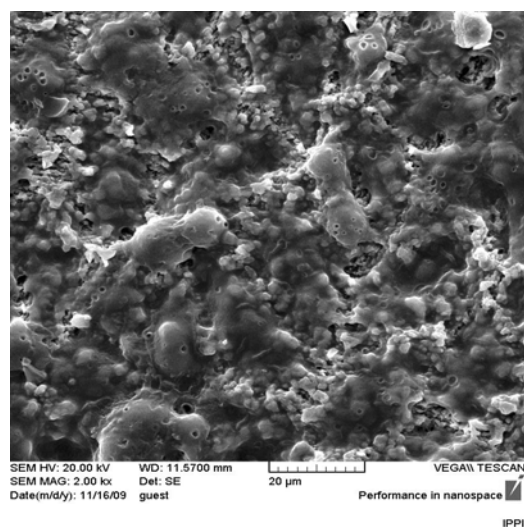
تصاویر تهیه شده توسط میکروسکوپ الکترونی SEM در ۳ گروه مورد بررسی در اشکال ۱-۳ نشان داده شده اند. بررسی های آماری توسط آزمون آماری kruskal wallis نشان داد که ۳ گروه مورد بررسی از لحاظ مورفولوژی سلول های شبه استئوبلاست انسانی saos-2 تفاوت معنی داری با هم ندارند ($p < 0.393$).

بحث

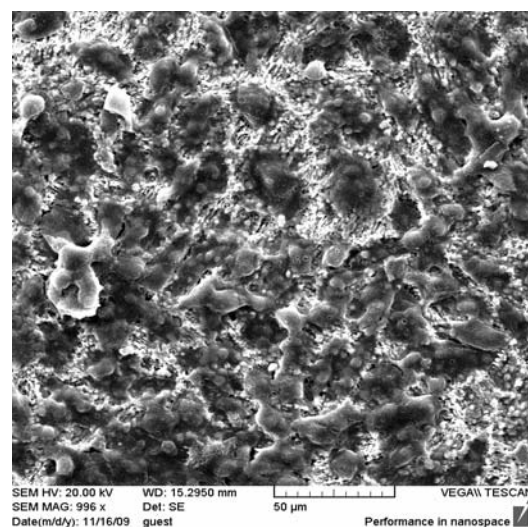
هدف از این مطالعه تعیین تأثیر تابش لیزر Er-YAG درد و توان سازگاری زیستی (Biocompatibility) تیتانیوم SLA بود. امروزه کاربرد لیزر Er-YAG به عنوان یک روش مؤثر درد توکسیفیه کردن سطح ایمپلنت های دندان مبتلا به Peri-implantitis معرفی شده است [۹، ۱۰]. انتخاب پارامترهای صحیح لیزر Er-YAG جهت درمان سطح ایمپلنت به دنبال ابتلا به عفونت بافت های اطراف ایمپلنت، اغلب برای کلینیسین کار شواری است. علت انتخاب لیزر Er-YAG در بررسی حاضر، توانایی این سیستم لیزری در برداشت مؤثر پلاک میکروبی [۴ و ۵] و طول موج آن می باشد. طول موج لیزر Er-YAG ۲/۹۴ میکرومتر می باشد و تقریباً هیچگونه جذبی در نتیجه تابش آن در سطح تیتانیوم رخ نمی دهد، علاوه بر آن از انتقال بیش از اندازه انرژی به صورت افزایش حرارت جلوگیری می کند [۹]. بسیاری از مطالعات پری کلینیکی و کلینیکی، مزایای این سیستم را نه فقط در درمان Peri-implantitis، بلکه جهت رفع آلودگی های سطح ایمپلنت، به اثبات رسانده اند [۱۱ و ۱۲]. در مقایسه با سایر سیستم های لیزری همچون Diode و Co2، یکی از مزایای مهم لیزر Er-YAG، کارایی آن در برداشت جرم های زیرلثه ای از روی سطح ریشه بدون ایجاد اثرات جانبی نامطلوب حرارتی در بافت های مجاور می باشد [۱۳]. بررسی حاضر نشان داد که کاربرد لیزر Er-YAG توان های ۶۰ mJ/pulse و ۱۰۰ mJ/pulse خصوصیات سازگاری سطح SLA تیتانیوم را نه تنها از لحاظ مورفولوژی سلول های شبه استئوبلاست انسانی saos-2 کشت شده در مجاورت تیتانیوم، به طور معناداری تغییر نمی دهد، بلکه تابش لیزر با توان ۱۰۰ mJ/pulse می تواند میزان پرولیفراسیون و تکثیر سلول های استئوبلاستی را افزایش دهد، گرچه این افزایش معنادار نبود.

Stubinger و همکارانش [۹] در سال ۲۰۱۰، تأثیر تابش لیزر Er-YAG را بر روی سطوح تیتانیوم SLA و پالیش شده مورد بررسی قرار دادند و مشاهده کردند که در رابطه با سطح SLA تیتانیوم، تابش لیزر با توان ۳۰۰ mJ و فرکانس ۱۰ Hz پس از ۱۰ ثانیه تغییرات سطحی به صورت ذوب شدگی و پس از ۱۰ ثانیه تابش در توان ۵۰۰ mJ/۱۰ Hz ترک هایی سطحی ایجاد می کند.

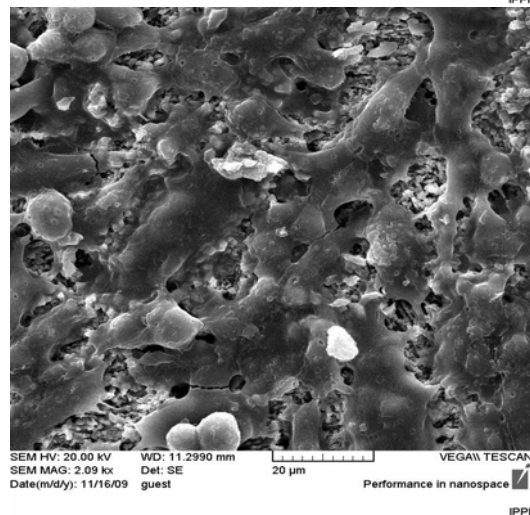
الف



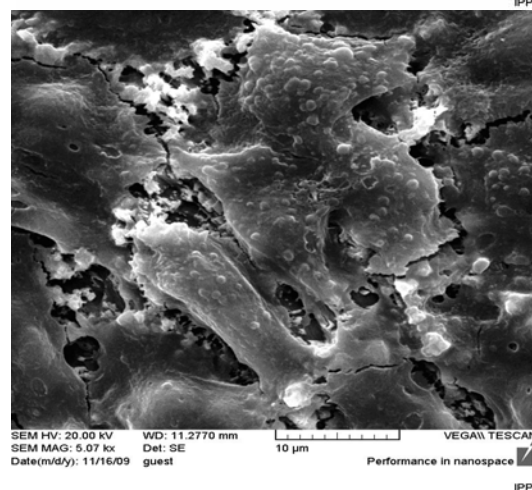
الف



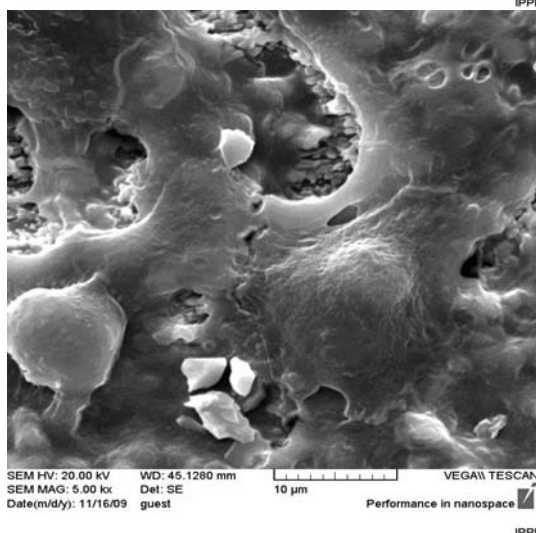
ب



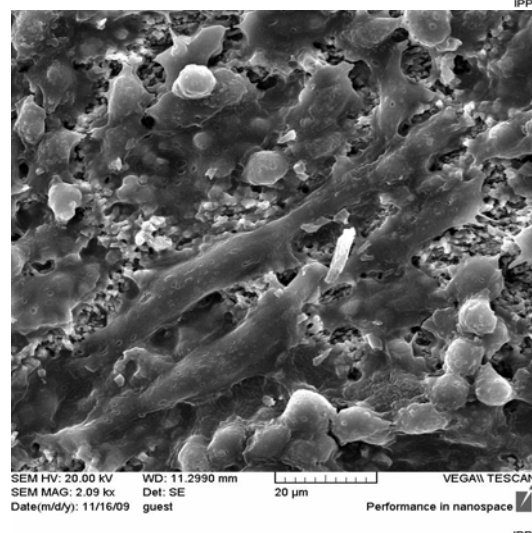
ب



ج



ج



شکل ۳- بزرگنمایی های ۲۰۰۰ (الف و ب) و ۵۰۰۰ (ج) از سلول های کشت شده saos-2 بر روی دیسک های تیتانیومی بدون تابش لیزر (گروه کنترل). سلول ها عمدتاً حالت spread و گسترش یافته ای از خود ارائه کردند. استتاله ها و فیلوپودیا ها و همچنین سلول های در حال تقسیم در این گروه ملاحظه می گردد.

شکل ۲- بزرگنمایی های ۱۰۰۰ (الف)، ۲۰۰۰ (ب) و ۵۰۰۰ (ج) از سلول های کشت شده saos-2 بر روی دیسک های تحت تابش لیزر 100 mJ/pulse (گروه ۲). سلولها عمدتاً حالت spread و گسترش یافته ای از خود ارائه کردند. استتاله ها و فیلوپودیا ها که از نشانه های بلوغ سلول های استئوبلاستی می باشد بخوبی در این گروه ملاحظه می گردد. اتصالات سلولی در این گروه گسترش زیادی دارد (شکل ب). تکثیر سلولی در این گروه بخوبی خود را نشان می دهد (شکل ج).

نمی‌کند بلکه می‌تواند روند تکثیر سلول‌های استخوانی را سرعت ببخشد.

Schwarz و همکارانش [۴] در سال ۲۰۰۴، نشان دادند که لیزر Er-YAG در توان 100 mJ (با فرکانس 10 Hz و تحت water irrigation) در مقایسه با روش‌های اولتراسونیک و کورت پلاستیکی بالاترین قدرت پاک‌کنندگی سطح تیتانیوم را دارا می‌باشد، اما عنوان کردند که هر سه روش درمانی فوق‌الذکر در مقایسه با گروه کنترل، در بازسازی سازگاری زیستی سطح تیتانیوم ناموفق بودند.

این نتیجه برخلاف یافته‌های تحقیق کنونی می‌باشد و یکی از دلایل این اختلاف می‌تواند تفاوت شیوه بررسی سازگاری زیستی تیتانیوم در این دو مطالعه باشد، بدین صورت که Schwarz و همکارانش جهت بررسی Biocompatibility تیتانیوم، از سنجش نرخ بقای سلولی (تست MTT) استفاده کردند در حالیکه در تحقیق کنونی، بررسی Biocompatibility بر اساس مشاهده مورفولوژی سلولی در مقاطع SEM صورت گرفت. مسأله دیگری که باید به آن اشاره کرد، احتمال باقی ماندن پلاک میکربی روی سطح تیتانیوم در مطالعه Schwarz و همکاران [۴] است که خود می‌تواند مانع از برقراری مجدد سازگاری زیستی در سطح تیتانیوم گردد.

Takasaki و همکارانش [۶] در سال ۲۰۰۷، در یک مطالعه هیستولوژیک بر روی سگ‌های تازی لیزر Er-YAG با فرکانس 30 Hz و توان خروجی $30\text{--}350\text{ mJ/pulse}$ را جهت دگرانولاسیون و دبریدمان سطح ایمپلنت‌هایی که به experimental peri-implantitis مبتلا شده بودند به کار بردند. پس از یک دوره ۶ ماهه بهبودی، در گروه لیزر، تشکیل مناسب استخوان جدید (به صورت هیستولوژیک) مشاهده گردید. اگرچه در مقایسه با گروه کنترل که با کورت‌های پلاستیکی درمان شده بودند، اختلاف از لحاظ آماری معنادار نبود. نتایج مشابهی نسبت به رفع آلودگی ایمپلنت‌های دندانی در یک مطالعه Pilot گزارش شده است [۶].

Schwarz و همکارانش [۱۵] در سال ۲۰۰۵، جهت درمان غیر جراحی peri-implantitis از تابش لیزر Er-YAG با توان 100 mJ استفاده کردند. نتایج اولیه حاکی از بهبود معناداری در وضعیت کلینیکی و کاهش Bleeding on probing بود. همان گروه در پیگیری ۱۲ ماهه، اعلام کردند که کارایی لیزر در درمان، خصوصاً در رابطه با ضایعات پیشرفته، محدود به یک دوره ۶ ماهه بود [۱۶].

درمان ضایعات اطراف ایمپلنت از حساسیت‌های خاصی برخوردار است که ناشی از تفاوت ساختار ایمپلنت با دندان و نیز سطوح تغییر یافته تیتانیوم می‌باشد. دبریدمان مکانیکی، کورت پلاستیکی، رابراکپ و مواد شیمیایی در حالیکه تا حدودی سبب حفظ سطح تیتانیوم می‌شوند، در برداشت کامل پلاک میکربی و جرم

در مورد سطوح پالیش شده، لیزر پس از 10 ثانیه تابش با توان $10\text{ mJ}/100\text{ Hz}$ ایجاد ترک کرد. لیزر Er-YAG در توان 100 mJ در هیچکدام از دو سطح SLA و پالیش شده سبب تغییرات سطحی و صدمات حرارتی نگردید.

سیستم لیزر Er-YAG بسته به پارامترهای تابش و خصوصیات سطحی تیتانیوم می‌تواند سبب تغییرات بارز در مورفولوژی سطح ایمپلنت گردد [۱۴].

Kreisler و همکارانش [۱] در سال ۲۰۰۲، مشاهده کردند که لیزر Er-YAG در تابش با توان‌های 60 mJ تا 500 mJ ، برحسب نوع سطح تیتانیوم، می‌تواند تغییرات مختلف سطحی ایجاد کند. در مطالعه مذکور، لیزر در توان 70 mJ بر روی سطح TPS، در توان 88 mJ بر سطح SLA، در توان 140 mJ بر روی سطح HA-cated تیتانیوم و در توان $51/9\text{ mJ}$ بر سطح smooth تیتانیوم، تغییرات سطحی از قبیل ترک خوردگی، ذوب شدگی و ایجاد نمای دهانه آتشفشان، ایجاد کرد. به عقیده Kreisler و همکارانش، تابش لیزر Er-YAG بایستی در محدوده معینی از انرژی صورت گیرد. نکته مهم در این راستا این است که قدرت لیزر Er-YAG جهت درمان Peri-implantitis باید در حدی باشد که در عین حال که تغییرات سطحی ناشی از صدمات حرارتی در تیتانیوم ایجاد نمی‌کند و سازگاری زیستی آن را تغییر نمی‌دهد کارایی کافی در تمیز کردن سطح ایمپلنت و دتوکسیفیه کردن سطح تیتانیوم را دارا باشد که با استناد به مطالعه Kreisler و همکاران [۱] و در شرایط یکسان با این مطالعه در مورد فاکتورهای جانبی تابش، همچون زمان تابش، فاصله تابش و عدم استفاده از خنک کننده آب در زمان تابش لیزر، توان کاربردی در مورد سطوح SA تیتانیوم به منظور پیشگیری از تأثیرات منفی بر سازگاری زیستی تیتانیوم بایستی کمتر از 88 mJ باشد.

Kreisler و همکارانش [۵] در ادامه مطالعاتشان در سال ۲۰۰۲، در یک بررسی مشاهده کردند که لیزر Er-YAG در دو توان 60 mJ و 120 mJ (بدون شست و شو با آب) بالغ بر 98% سطح تیتانیوم SLA، TPS، HA-cated را تمیز کرد. همچنین هیچگونه اثرات حرارتی مخربی ناشی از تابش لیزر Er-YAG بر روی سطوح مذکور مشاهده نشد. علاوه بر آنها محققین دیگر نیز ضمن اینکه افزایش حرارت ناشی از توان‌هایی را که بطور معمول بر روی دیسک‌ها تابیده می‌شود را ناچیز ذکر می‌کنند بر این باورند که خاصیت هدایت دما conductivity، توسط تیتانیوم کم بوده لذا دما بسرعت نمی‌تواند بدون دیسک انتقال یابد و تمامی انرژی حاصل به گرما تبدیل نمی‌شود [۱۵] لذا به نظر می‌رسد لیزر Er-YAG در توان‌های 60 mJ و 120 mJ در عین حال که سبب پاکسازی مؤثر سطح تیتانیوم می‌شود، خصوصیات سطحی و سازگاری زیستی آن راهم تغییر نمی‌دهد [۱ و ۵]. یافته‌های بررسی حاضر نشان داد که خصوصیات سطحی دیسک‌ها نه تنها تغییر سوئی در جریان تابش پیدا

بایستی توانی را برای تابش لیزر، خصوصاً در سیستم‌های پالسی انتخاب نمود که در عین اینکه بتواند کارایی لازم را در تمیز کردن سطح ایمپلنت داشته باشد، خصوصیات زیستی آن را هم تغییر ندهد، که تحقیق حاضر نیز در همین راستا صورت گرفت.

نتیجه گیری

با توجه به اینکه توان 100 mJ/pulse احتمالاً کارایی بیشتری در برداشت پلاک میکربی دارد، تابش توان 100 mJ/pulse لیزر Er-YAG جهت درمان peri-implantitis پیشنهاد می شود، هرچند تابش توان 60 mJ/pulse نیز همچون تابش توان 100 mJ/pulse تأثیر سوئی بر سازگاری زیستی سطح ایمپلنت نداشت.

کارایی لازم را ندارند [۱۷ و ۱۸]. یکی دیگر از نواقص وسائل مکانیکی، عدم امکان کاربردشان در دیفکتهای عمیق، جهت دبریدمان و پاکسازی سطح ایمپلنت می باشد. به این علت و نیز به دلیل کاربرد آسان و کارایی لیزر در مقابل باکتری های پریودنتوپاتوژن استفاده از لیزرهای غیرتماسی non contact laser به عنوان روش درمانی جهت درمان peri-implantitis پیشنهاد شده است.

با وجود این کاربرد لیزر در توان های بالا خصوصاً در مورد سیستم‌های پالسی، می تواند صدمات و تغییرات سطحی شدیدی در سطح تیتانیوم ایجاد کند که موجب محدودیت در ترمیم و Reosseointegration و نهایتاً شکست درمان خواهد شد. به طور خلاصه و با توجه به محدودیت های این تحقیق می توان عنوان کرد که کاربرد لیزر Er-YAG در توان های 60 mJ/pulse و 100 mJ/pulse سازگاری زیستی تیتانیوم را تغییر نمی دهد. لذا

منابع

- Kreisler M, Gotz H, Dushner H. Effects of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂ and GAIAs laser Irradiation on Surface Properties of Endosseous Dental Implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17: 202-11.
- Romanos G, Crespi R, Baron A, Covani U. Osteoblast Attachment on Titanium Disks After Laser Irradiation. INT J Oral Maxillofac Implants 2006; 21:232-6.
- Van Steenberghe D, Kinge B, Lindhe U, Quirynen M, Herrmann I, Garpland C. Periodontal indices around natural and titanium abutments: A Longitudinal multicenter study. J Periodontal 1993; 64: 538-41.
- Schwarz F, Sculean A, Romanos G. Influence of different treatment approaches on the removal of early biofilms and the viability of saos-2 osteoblasts grown on titanium implants. Clin Oral Invest 2005; 9:111-7.
- Kreisler M, Kohnen W, Marrinello C, Gotz H. Bactericidal effect of the ER-YAG laser on dental implant surfaces. J Periodontal 2002; 73:1292-6.
- Aoki A, Nizutanr K, Kikuchr S. Er: YAG laser therapy for Takasaki AA6- Peri- implants infection: a histological study. Laser Med Ser 2007; 22:143-57.
- موحی مهدی عمیدرضا. کاربرد لیزر در دندانپزشکی بالینی. انتشارات شایان نمودار، تهران ۱۳۸۵.
- Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Clinical application of erbium:YAG laser in periodontology. J Int Acad Periodontol 2008; 10(1):22-30.
- Stubinger S, Etter C, Miskiewicz M, Homann F, Saldamli B, Wieland M, Sader R (2010) Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25:104-11.
- Kreisler M, Kohnen W, Christofers A, Gotz H, Jansen B, Duschner H, Hoedt B. In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er- YAG laser and an air powder system. Clin Oral Implant Res 2005; 16:36-43.
- Gaspirc B, Skaleric U. Clinical evaluation of periodontal surgical treatment with an Er-YAG laser: 5-years results. J Periodontal 2007; 78:1864-71.
- Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Potential applications of Erbium: YAG laser in periodontal. J Periodonal Res 2004; 39:275-85.
- Schwarz F, Jepsen S, Herten M, Aoki A, Sculen A. Immunohistochemical characterization of periodontal wound healing following nonsurgical treatment with fluorescence controlled Er-YAG laser radiation in dogs. Laser Surg Med 2007; 39:428-40.
- Blok CM, Mayo JA, Evans GH. Effect of the Nd-YAG dental laser on plasma- sprayed and hydroxyapatite coated titanium dental implants: Surface alteration and attempted sterilization. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7:441-9.
- Bertrand C, Laplanche O, Rocca JP. Effect of the combination of different welding parameters on melting characteristics of grade 1 titanium with a

- pulsed Nd-Yag laser. *Laser Med Sci* 2007; 22: 237-44.
16. Schwarz F, Sculean A, Rothamel D, Schwenzer K, Georg T. Clinical evaluation of an Er- YAG laser for nonsurgical treatment of peri implantitis: A pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16:44-52.
17. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* 1998; 69: 857-64.
18. Schwarz F, Sculean A, Romanos G. Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms implants. *Clin Oral Investig* 2005; 9:111-7.