مقاله اصیل پژوهشی

مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان
۱۳۹۸؛ ۱۵(۴): ۳۴۸ تا ۳۵۵

Archive of SID

بررسی و مقایسه‌ی تغییرات دمایی دیسک‌های تیتانیوم با سطح SLA پس از تابش سه نوع لیزر دیود ۸۱۰، دیود ۹۸۰ و Er:YAG

رضا بیرنگ[۱]
مریم محمدی[۲]
نرگس نقش[۳]
نیلوفر خالقی زواره[۴]

۱. مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی، گروه پریودنتولوژی، پژوهشکده‌ی تحقیقات دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
۲. کمیته‌ی پژوهش‌های دانشجویی، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان ایران.
۳. **نویسنده مسؤول:** مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی، گروه پریودنتولوژی، پژوهشکده‌ی تحقیقات دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. Email: n_naghsh@dnt.mui.ac.ir
۴. دانشجوی دندانپزشکی، کمیته‌ی پژوهش‌های دانشجویی، دانشکده‌ی دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

چکیده

مقدمه: هدف از مطالعه‌ی حاضر، تعیین تأثیر سه نوع لیزر دیود ۸۱۰، دیود ۹۸۰ و Er:YAG بر تغییرات دمایی دیسک‌های تیتانیوم با سطح SLA (Sandblast large grit acid etch) بود.

مواد و روش‌ها: طی یک مطالعه‌ی مداخله‌ای آزمایشگاهی، ۱۷ دیسک تیتانیوم با سطح SLA با قطر ۵/۲ میلی‌متر و ارتفاع ۲ میلی‌متر تهیه شد. نمونه‌ها به سه دسته‌ی پنج‌تایی و یک دسته‌ی دوتایی (به عنوان گروه شاهد) تقسیم شدند. گروه اول با استفاده از لیزر Er:YAG، گروه دوم با استفاده از لیزر دیود ۸۱۰ و گروه سوم با استفاده از لیزر دیود ۹۸۰ تحت تابش قرار گرفتند و برای گروه چهارم به عنوان گروه شاهد، اقدامی انجام نشد. در نهایت دما با استفاده از یک دماسنج دیجیتال قبل و بعد از مداخله (تابش لیزر) اندازه‌گیری شد. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۲ و آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و آزمون تعقیبی توکی مقایسه شدند. سطح معنی‌داری، $\alpha < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج آنالیز داده‌ها نشان داد که بین تغییرات درجه‌ی حرارت در چهار گروه، اختلاف معنی‌دار وجود داشت (p value < ۰/۰۵). کم‌ترین مقدار تغییرات دمایی نسبت به گروه شاهد، در گروه نمونه‌های تابش شده با لیزر Er:YAG و بیش‌ترین مقدار تغییرات دمایی نسبت به گروه شاهد، در گروه نمونه‌های تابش شده با لیزر دیود ثبت شد.

نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش دما حین کار با لیزر Er:YAG بر روی سطح دیسک‌های تیتانیوم، این لیزر برای ضدعفونی سطوح ایمپلنت پیشنهاد می‌شود و از بین دو لیزر دیود، لیزر دیود ۸۱۰ به دلیل افزایش دمای کمتر، مناسب‌تر بود.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت‌های دندانی، لیزر، تغییرات دمایی.

تاریخ ارسال: ۱۳۹۸/۴/۱۷ **تاریخ اصلاح:** ۱۳۹۸/۷/۲۴ **تاریخ پذیرش:** ۱۳۹۸/۸/۲۲

استناد به مقاله: بیرنگ رضا، محمدی مریم، نقش نرگس، خالقی زواره نیلوفر. بررسی و مقایسه‌ی تغییرات دمایی دیسک‌های تیتانیوم با سطح SLA پس از تابش سه نوع لیزر دیود ۸۱۰، دیود ۹۸۰ و Er:YAG. مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان. ۱۳۹۸؛ ۱۵(۴): ۳۴۸ - ۳۵۵.

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

امروزه جایگزین کردن دندان از دست رفته، یکی از اهداف اصلی دندان‌پزشکی است (۱). در دهه‌های اخیر، یکی از روش‌های معمول برای بازتوانی در افراد بی‌دندان، قرار دادن ایمپلنت است که موفقیت بسیار بالایی از آن گزارش شده است (۲). ایمپلنت، شامل یک ساختار شبیه ریشه از جنس تیتانیوم است که به عنوان جایگزینی برای ریشه‌ی دندان استفاده می‌شود (۳). موفقیت ایمپلنت به استئواینتگریشن بین ایمپلنت و استخوان وابسته است (۴).

با وجود نتایج بسیار موفق در کاشت ایمپلنت، در برخی موارد شکست‌ها و عوارضی نیز وجود دارد. شکست ایمپلنت به چند علت بستگی دارد (۵): بافت‌های اطراف ایمپلنت، همیشه در معرض عواملی از جمله پلاک باکتریال، فشار و اقدامات پروتزی هستند (۶). در پری‌ایمپلنتاتیس، محیط زیستی مناسبی برای رشد باکتری همانند محیطی که برای پریودونتیت ایجاد می‌شود، به وجود می‌آید (۷) و به همین دلیل حذف پلاک سطح ایمپلنت، برای دست‌یابی به موفقیت بلندمدت کلینیکی لازم است (۸).

به تازگی استریل کردن و تمیز کردن سطح ایمپلنت با استفاده از لیزرها پیشنهاد شده است و نتیجه‌های منتشر شده، بسیار امیدبخش هستند (۹). با این حال بعضی از لیزرهای دندانی برای تمیز کردن سطح ایمپلنت، مناسب نیستند و حتی در کم‌ترین قدرت و انرژی، آسیب‌هایی به سطح ایمپلنت‌ها وارد می‌کنند. به دلیل تماس مستقیم ایمپلنت و استخوان، تولید گرما در حد فاصل بین استخوان و ایمپلنت در طی تابش لیزر نیز باید در نظر گرفته شود. دمای ۴۷ تا ۵۰ درجه‌ی سانتی‌گراد، تخریب بافتی را در استخوان القا می‌کند. بنابراین در طی تابش لیزر، باید مطمئن شد که درجه حرارت از این حد مجاز تجاوز نکند (۱۰).

کاربرد درمانی لیزر، به طور قابل ملاحظه‌ای به محاسبه‌ی دقیق توزیع دما و هدایت آن به سطح هدف بستگی دارد. تمام سیستم‌های لیزری از اصل فوتورمولیزر انتخابی پیروی می‌کنند. بدین معنی که انرژی اشعه بر اساس طول موج بسته‌های فتونی و رسیدن مقدار مناسبی انرژی به سطح است. نوع تابش، اختصاصاً نحوه‌ی آزاد شدن انرژی لیزر را بیان می‌کند، به نحوی که مدت پرتودهی، مستقیماً کارآیی این تأثیر را مشخص می‌نماید. با تنظیم پارامترهای لیزر، می‌توان تأثیرات مختلف آن را روی سلول‌های بافت هدف به نحو مؤثر هدایت نمود. با افزایش دمای بافت به ۶۰ درجه‌ی سانتی‌گراد، پروتئین‌های سلولی شکسته شده و پیوندهای جدید تشکیل می‌شود که سفید شدن بافت را نیز در پی دارد (۱۱).

لیزرهای مختلفی برای از بین بردن باکتری‌های سطح ایمپلنت وجود دارد. نظریه‌ی واحد برای کاربرد لیزر، تمیز کردن سطح ایمپلنت‌های دندانی است که حداقل آسیب به سطح تیتانیوم و استخوان اطراف آن را به همراه داشته باشد و منجر به افزایش خطر آسیب حرارتی که به وسیله‌ی ایمپلنت به بافت استخوان منتقل می‌شود، نگردد، همچنین افزایش دمای بیش از ۱۰ درجه که منجر به نکروز استخوان می‌شود، رخ ندهد (۱۲). هیچ مطالعه‌ای هر سه نوع لیزر Er:YAG و دو نوع لیزر دیود را با هم مقایسه نکرده‌اند. با توجه به هزینه‌ی کمتر لیزرهای دیود و قابلیت حمل آنها، در این مطالعه دو نوع لیزر دیود ۹۸۰ و ۸۱۰ نانومتر از لحاظ افزایش میزان دما نیز با یکدیگر مقایسه شدند. هر چند در تحقیقات مختلفی توسط محققین به افزایش کمتر دما روی سطح ایمپلنت در لیزر Er:YAG نسبت به لیزر دیود به دلیل استفاده از ماده‌ی خنک کننده اشاره شده است، اما در این مطالعه‌ی آزمایشگاهی، سه نوع لیزر به صورت همزمان بر روی سطح SLA تابیده شده و مقایسه گردید که در هیچ مطالعه‌ی دیگری انجام نشده بود، لذا انجام این مطالعه بر روی تغییرات دمایی با استفاده از تابش سه نوع لیزر بر روی سطح ایمپلنت برای انتخاب انرژی و نوع تابش مناسب لیزر لازم می‌باشد. بنابراین هدف از این مطالعه، مقایسه‌ی تأثیر سه نوع لیزر دیود ۸۱۰، دیود ۹۸۰ و Er:YAG بر تغییرات دمایی دیسک‌های تیتانیومی بود. فرضیه‌ی صفر مطالعه این بود که بین تغییرات دمایی دیسک‌ها پس از تابش سه نوع لیزر، تفاوت معنی‌دار وجود ندارد.

www.SID.ir

Archive of SID

مواد و روش‌ها

در این مطالعه‌ی مداخله‌ای آزمایشگاهی، از ۱۷ دیسک تیتانیوم (Snucone Co. LTD, Daegu, Korea) با سطح SLA (Sandblast Large grit Acid etch) و با قطر ۵/۲ میلی‌متر و ضخامت ۲ میلی‌متر) استفاده شد (شکل ۱).

شکل ۱: دیسک تیتانیومی قبل و در زمان تابش

نمونه‌ها برای انجام پروسه‌های بعدی به ترتیب شماره‌گذاری شده و به صورت تصادفی در سه دسته‌ی پنج‌تایی و یک دسته‌ی دوتایی برای گروه شاهد قرار داده شدند. دسته‌ی اول برای لیزر ER:YAG، دسته‌ی دوم برای لیزر دیود ۸۱۰، دسته‌ی سوم برای لیزر دیود ۹۸۰ و دسته‌ی چهارم به عنوان گروه شاهد در نظر گرفته شد (شکل ۲). فرایند تابش لیزر توسط یک اپراتور مجرب (پریودنتیست) بر روی تمامی نمونه‌ها انجام گردید. نمونه‌ها روی یک سطح صاف قرار گرفته و لیزر با مشخصات زیر به نمونه‌ها تابیده شد.

شکل ۲: نمایی از لیزر Er:YAG، دیود ۸۱۰ و دیود ۹۸۰ از راست به چپ

گروه اول توسط لیزر ER:YAG (Fotona, Fidelis plus, Ljubljana, Slovenia)، انرژی ۱۰۰ میلی‌ژول، فرکانس ۱۰ هرتز، چگالی انرژی ۱۲/۷۴ ژول بر سانتی‌متر مربع با سرعت اسپری آب ۵ میلی‌لیتر بر دقیقه (۱۳)، فاصله‌ی نوک پروب با سطح تیتانیومی ۱ میلی‌متر، موج مداوم با طول ۲۹۴۰ نانومتر، با یک فایبر استوانه‌ای با قطر ۹۴۰ میکرومتر، ۶۰ ثانیه تحت تابش قرار گرفتند (۱۴). گروه دوم توسط لیزر دیود ۸۱۰ (Fox, A.R.C. Laser GmbH, Germany)، توان ۱ وات، نوک پروب به صورت عمود با فاصله‌ی ۱ میلی‌متر از سطح تیتانیومی، فایبر با قطر ۳۰۰ میکرومتر، در دو تابش مداوم ۳۰ ثانیه‌ای، تحت تابش قرار گرفتند (۱۵). گروه سوم توسط لیزر دیود ۹۸۰ (Fox, A.R.C. Laser GmbH, Germany)، توان ۱ وات، نوک پروب به صورت عمود با فاصله‌ی ۱ میلی‌متر از سطح تیتانیومی، فایبر با قطر ۳۰۰ میکرومتر، در دو تابش مداوم ۳۰ ثانیه‌ای، تحت تابش قرار گرفتند (۱۵). در تمامی نمونه‌ها حرکت فایبر به شکل موازی رفت و برگشتی با سرعت ثابت و به صورت همپوشانی انجام گرفت به نحوی که طی مدت یک دقیقه، کاملاً سطح دیسک پوشانده شود (۱۳).

بررسی تغییرات دمایی، دمای اولیه (T_1) دیسک‌های تیتانیوم با استفاده از ترمومتر دیجیتال مادون قرمز (مدل ST-8891E ساخت کشور چین) قبل از تابش لیزر اندازه‌گیری شد. بلافاصله بعد از تابش لیزر، دمای سطح دیسک‌های تیتانیوم اندازه‌گیری (با قرار دادن سنسور ترمومتر بر روی دیسک‌ها) و بیش‌ترین دمایی که ترمومتر نشان داد به عنوان دمای نهایی (T_2) دیسک‌ها ثبت و طبق فرمول ($\Delta T = T_2 - T_1$) تغییرات دمایی محاسبه گردید. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس یک‌طرفه و آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. نرم‌افزار آماری مورد استفاده برای تجزیه و تحلیل داده‌ها، SPSS نسخه‌ی ۲۲ (version 22, IBM Corporation, Armonk, NY) بود. $\alpha < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول ۱، دمای گروه‌های مطالعه در زمان‌های کاربری ۶۰ ثانیه تابش لیزر بر روی سطح دیسک‌های تیتانیوم را نشان می‌دهد. بر اساس نتایج به‌دست آمده از آزمون‌ها، بین

www.SID.ir

Archive of SID

گروه‌های مورد مطالعه، آزمون آنالیز واریانس یک طرفه نشان داد که میانگین دمای دیسک‌های تیتانیومی قبل از مداخله بین چهار گروه اختلاف معنی‌دار نداشت (p value = ۰/۲۷) اما بعد از مداخله بین چهار گروه، تفاوت معنی‌دار وجود داشت (p value < ۰/۰۰۱). آزمون تعقیبی توکی نشان داد که میانگین دمای دیسک‌های تیتانیومی بعد از مداخله در گروه دیود ۹۸۰ به طور معنی‌داری بیشتر از گروه دیود ۸۱۰، در گروه دیود ۸۱۰ بیشتر از گروه شاهد و در گروه شاهد بیشتر از گروه Er:YAG بود. همچنین آزمون تعقیبی توکی نشان داد که میانگین تغییرات دمای دیسک‌های تیتانیومی بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در گروه دیود ۹۸۰ به طور معنی‌داری بیشتر از گروه دیود ۸۱۰ و در گروه دیود ۸۱۰ بیشتر از گروه شاهد بود (p value < ۰/۰۰۱). دما در گروه Er:YAG کاهش یافته بود و آزمون تعقیبی توکی نشان داد که این کاهش نسبت به تغییرات سایر گروه‌ها معنی‌دار بود (p value < ۰/۰۰۱) (جدول ۲).

جدول ۱: مقادیر دما در چهار گروه

گروه	دما قبل از مداخله				دما بعد از مداخله			اختلاف دمای قبل و بعد از مداخله	
	حداقل	حداکثر	میانگین ± انحراف معیار	p value	حداقل	حداکثر	میانگین ± انحراف معیار	p value	میانگین ± انحراف معیار
Er:YAG	۲۰/۵	۲۴	۲۳ ± ۱/۴	۰/۲۷	۱۷	۱۸	۱۷/۳ ± ۰/۴	< ۰/۰۰۱	−۵/۷ ± ۱/۳
دیود ۸۱۰	۲۳/۵	۲۴/۵	۲۳/۸ ± ۰/۴		۴۱	۴۱/۷	۳۴/۱ ± ۱/۳		۱۰/۳ ± ۰/۹
دیود ۹۸۰	۲۳/۵	۲۴/۴	۲۴/۱ ± ۰/۴		۲۸/۸	۲۹/۸	۴۱/۶ ± ۱/۲		۱۷/۶ ± ۱/۰۱
شاهد	۲۳/۸	۲۳/۸	۲۳/۸ ± ۰		۲۳/۸	۲۳/۸	۲۳/۸ ± ۰		۰ ± ۰

جدول ۲: مقایسه‌ی میانگین تغییرات دمایی دیسک‌های تیتانیوم (مقایسه دو به دو) با استفاده از آزمون تعقیبی توکی

گروه‌ها	مقایسه‌ی p value	
	بعد از مداخله	بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله
Er:YAG و دیود ۸۱۰	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱
Er:YAG و دیود ۹۸۰	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱
دیود ۸۱۰ و دیود ۹۸۰	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱
دیود ۸۱۰ و شاهد	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱
دیود ۹۸۰ و شاهد	< ۰/۰۰۱	< ۰/۰۰۱

بحث

فرضیه‌ی صفر این مطالعه رد شد و بین تغییرات دمایی در سه گروه، تفاوت معنی‌دار مشاهده گردید. این مطالعه با هدف مقایسه‌ی تغییرات دمایی دیسک‌های تیتانیومی پس از تابش لیزر Er:YAG، دیود ۸۱۰ و ۹۸۰ طراحی شد. برای اندازه‌گیری تغییرات دمایی از ترمومتر دیجیتال استفاده گردید.

همان‌طور که گفته شد در ارتباط با تغییرات دما بین چهار گروه، تفاوت معنی‌داری وجود داشت. کم‌ترین مقدار تغییرات دمایی نسبت به گروه شاهد در گروه نمونه‌های تابش شده با لیزر Er:YAG و بیش‌ترین مقدار تغییرات دمایی نسبت به گروه شاهد در گروه نمونه‌های تابش شده با لیزر دیود ۹۸۰ ثبت شد. در تفسیر این نتایج می‌توان گفت زمانی که لیزر به یک سطح می‌تابد، با توجه به مقدار توان لیزر، جذب پرتو نور باعث افزایش دما بر روی سطح می‌شود که این افزایش دما ممکن است منجر به کاهش جریان خون در منطقه‌ی گردن ایمپلنت شود. همچنین افزایش دما ممکن است با افزایش خطر آسیب حرارتی که به وسیله‌ی ایمپلنت به بافت استخوان منتقل می‌شود حیات استخوان را به خطر اندازد و باعث اختلال در

www.SID.ir

Archive of SID

استئواینتگریشن شود. از آنجایی که انتقال انرژی ناشی از تابش لیزر به سطح ایمپلنت به دما و نور تبدیل می‌شود و ایجاد دما نیز بستگی به میزان جذب انرژی توسط سطح دارد، لذا هرچه میزان جذب انرژی لیزر توسط سطح افزایش یابد، دمای سطح ایمپلنت نیز افزایش می‌یابد. جهت کاهش حرارت سطح ایمپلنت، چند راهکار وجود دارد: از جمله استفاده از طول موج Intermittent (حالت پالسی به جای پیوسته)، کاهش زمان تابش، استفاده از خنک کننده‌ی هوا و اسپری آب و کاهش توان لیزر. هرچه انتقال حرارت از سطح ایمپلنت به محیط اطراف بیشتر شود، دمای سطح ایمپلنت افزایش کمتری پیدا می‌کند و اگر مقدار این انتقال حرارت خیلی زیاد شود، ممکن است باعث کاهش دما در سطح نیز شود. این انتقال حرارت که بیشتر از نوع جابجایی است، به پارامترهایی مانند سرعت سیال خنک کننده، اختلاف دمای دهان و اشعه‌ی لیزر، مقدار توان دستگاه و مدت زمان تابش وابسته است. از آنجا که انرژی در لیزر نوع Er:YAG بسیار پایین است و از سیستم خنک کننده‌ی هوا و اسپری آب استفاده می‌شود، انتقال حرارت آن اجباری است و باعث کاهش دما در سطح ایمپلنت می‌شود. اما به دلیل توان بالا در دو نوع لیزر دیود ۸۱۰ و دیود ۹۸۰ و عدم استفاده از سیستم خنک کننده، انتقال حرارت به صورت طبیعی است، بنابراین باعث افزایش دمای سطح ایمپلنت می‌شوند (۱۶).

نتایج این مطالعه به دلیل اختلاف در انتقال حرارت از ایمپلنت به محیط اطراف در مقایسه با انتقال حرارت از ایمپلنت به استخوان فک، باید با احتیاط بررسی گردد. در هنگام اندازه‌گیری دمای سطح ایمپلنت بعد از تابش لیزر ممکن است دمای نقطه اندازه‌گیری شده توسط ترمومتر با دمای نقطه‌ای که در لحظه آخر تابش شده است متفاوت باشد که این امر می‌تواند باعث اختلافاتی در دمای اندازه‌گیری شده سطح شود. فرنایی و همکاران (۱۷) نیز اشاره کرده‌اند که لیزر Er:YAG افزایش کمتر دما روی سطح ایمپلنت نسبت به لیزر دیود را ایجاد می‌کند که با نتایج مطالعه‌ی ما همسو می‌باشد.

جمنیانی و همکاران (۱۸) مطالعه‌ای با هدف ارزیابی تغییر دمای ایجاد شده توسط تابش لیزر ER:YAG بر روی سطح ایمپلنت انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که تابش سطوح ایمپلنت با لیزر ER:YAG پس از ۶۰ ثانیه تابش با انرژی ۱۰۰ میلی‌ژول بر پالس با خنک کننده‌ی هوا، دما را در ناحیه‌ی گردن ایمپلنت به اندازی ۲۳/۶ درجه و در ناحیه‌ی اپیکال ایمپلنت ۲۸ درجه افزایش می‌دهد در صورتی که اگر این تابش با همین انرژی همراه با خنک کننده‌ی آب و هوا به صورت اسپری استفاده شود، پس از ۶۰ ثانیه تابش، تنها ۱/۳ درجه‌ی سانتی‌گراد افزایش دما ایجاد می‌کند. در نتیجه در صورت استفاده از خنک‌کننده‌ی آب و هوا با انرژی تابشی مشابه مطالعه‌ی ما، افزایش دما به آستانه‌ی بحرانی ۱۰ درجه‌ی سانتی‌گراد نمی‌رسد. بنابراین اهمیت خنک‌کننده‌ی آب و هوا در طول تابش ER:YAG بر سطح ایمپلنت‌های دندانی محسوس می‌باشد. در این مطالعه، ایمپلنت‌های دندانی در یک ماده‌ی آکریلی وینیل پولی سایلوکسان (VPS) قرار گرفته‌اند در صورتی که در مطالعه‌ی ما ایمپلنت‌ها در محیط آزمایشگاه به صورت دیسک مورد مطالعه قرار گرفته‌اند، در نتیجه الگوهای انتشار دما می‌تواند در موارد مختلف متفاوت باشد. شوارتز و همکاران (۱۹) تأثیر کلینیکی تابش لیزر Er:YAG با انرژی ۱۰۰ میلی‌ژول بر پالس و فرکانس ۱۰ هرتز همراه با خنک‌کننده‌ی آب را با دبریدمان مکانیکی که با استفاده از کورت پلاستیکی و کلرهگزیدین ۰/۲ درصد که برای درمان غیر جراحی پری‌ایمپلنت به کار می‌رود مقایسه کردند. بعد از ۳ و ۶ ماه، هر دو درمان منجر به بهبودی معنی‌داری در پارامترهای کلینیکی شامل شاخص پلاک، خون‌ریزی حین پروب کردن، عمق پروب و تحلیل لثه شدند، اما تفاوت معنی‌دار بیشتری در کاهش خون‌ریزی حین پروب (۵۲ درصد) در مقایسه با دبریدمان مکانیکی (۲۲ درصد) به وسیله‌ی تابش لیزر Er:YAG بعد از ۶ ماه مشاهده گردید.

نتایج یکسان و همسو با نتایج مطالعه‌ی ما نیز به وسیله

www.SID.ir

Archive of SID

منزوی و همکاران (۲۰) گزارش شده است. در این تحقیق، لیزر Er:YAG بر روی ایمپلنت‌ها با انرژی ۱۰۰ میلی‌ژول بر پالس، توان ۱ وات و فرکانس ۱۰ هرتز تابیده شده و افزایش دمای ۴/۳۰ درجه‌ی سانتی‌گراد بعد از ۶۰ ثانیه تابش به دست آمده است. در مطالعه‌ی لیجا و همکاران (۱۵) در سال ۲۰۱۲، در بررسی اثرات ترمودینامیک تابش لیزرهای دیود ۸۱۰، دیود ۹۸۰، لیزر Co2 و Er:YAG بر روی ایمپلنت‌های قرار داده شده در استخوان دنده‌ی گاو که به شکل آزمایشگاهی صورت گرفت به این نتیجه رسیدند که در قسمت کرونال ایمپلنت پس از ۶۰ ثانیه تابش لیزر Er:YAG (همراه با خنک‌کننده‌ی آب و هوا)، کم‌ترین افزایش دما و پس از آن به ترتیب لیزر دیود ۸۱۰، Co2 و دیود ۹۸۰ افزایش بیشتری از دما را نشان می‌دادند. هرچند در مطالعه‌ی ذکر شده، فاصله‌ی نوک دستگاه لیزر تا سطوح ایمپلنت در تمامی موارد، ۳ میلی‌متر بود در حالی که در مطالعه‌ی ما، این فاصله ۱ میلی‌متر است. پارامترهای تابش لیزر دیود ۸۱۰ و دیود ۹۸۰ در مطالعه‌ی مذکور با مطالعه‌ی حاضر همخوانی داشت، لیزر دیود ۸۱۰ افزایش کم‌تری از دما را نسبت به لیزر دیود ۹۸۰ نشان داد که همسو با نتایج مطالعه‌ی ما بود.

از محدودیت‌های این مطالعه، هزینه‌ی بالای دیسک‌های تیتانیومی بود که باعث کمتر شدن تعداد نمونه‌ها شد. از آنجا که گرمای تولید شده توسط تابش لیزر بر روی استئواینتگریشن ایمپلنت‌های دندانی، در تماس با استخوان متفاوت با ایمپلنت‌های در تماس با محیط هستند، در انتها پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آتی، پژوهش بر روی ایمپلنت‌های قرار داده شده در استخوان دنده‌ی گاو انجام شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به کاهش دما حین کار با لیزر Er:YAG بر روی سطح دیسک‌های تیتانیوم، این لیزر برای ضدعفونی سطوح ایمپلنت پیشنهاد می‌شود و از بین دو لیزر، لیزر دیود۸۱۰ به دلیل افزایش دمای کمتر در هنگام تابش بر روی سطح دیسک‌های تیتانیوم، مناسب‌تر بود.

References

1. Fazel A, Aalai S, Rismanchian M, Sadr-Eshkevari P. Micromotion and stress distribution of immediate loaded implants: a finite element analysis. Clin Implant Dent Relat Res 2009; 11(4): 267-71.
2. Gehrke S, Boligon J, Awad Shibli J. Evaluation of the cleaning and alterations in titanium surfaces with different mechanical instruments using an artificial calculus. Oral Health Dent Manag 2014; 13(4): 1029-33.
3. Lin C, Dong QS, Wang L, Zhang JR, Wu LA, Liu BL. Dental implants with the periodontium: a new approach for the restoration of missing teeth. Med Hypotheses 2009; 72(1): 58-61.
4. Warrer K, Karring T, Gotfredsen K. Periodontal ligament formation around different types of dental titanium implants. I. The self-tapping screw type implant system. J Periodontol 1993; 64(1): 29-34.
5. Baqain ZH, Moqbel WY, Sawair FA. Early dental implant failure: risk factors. Br J Oral Maxillofac Surg 2012; 50(3): 239-43.
6. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol 1997; 24(8): 568-72.
7. Karoussis IK, Müller S, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Brägger U, Lang NP. Association between periodontal and peri-implant conditions: a 10-year prospective study. Clin Oral Implants Res 2004; 15(1): 1-7.
8. Hultin M, Komiyama A, Klinge B. Supportive therapy and the longevity of dental implants: a systematic review of the literature. Clin Oral Implants Res 2007; 18 (Suppl 3): 50-62.
9. Haas R, Dörtbudak O, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G. Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. Clin Oral Implants Res 1997; 8(4): 249-54.

www.SID.ir

Archive of SID

10. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury. A vital-microscoping study in the rabbit. J Prosthet Dent 1983; 50(1): 101-7.
11. Zobdeh P, Mehrabi A. Investigation of laser heat transfer in tissue. Laser in Medicine 2018: 13(4): 18-23. [In Persian].
12. Valente NA, Mang T, Hatton M, Mikulski L, Andreana S. Effects of Two Diode Lasers With and Without Photosensitization on Contaminated Implant Surfaces: An Ex Vivo Study. Photomed Laser Surg 2017; 35(7): 347-56.
13. Al ‐ Hashedi AA, Laurenti M, Benhamou V, Tamimi F. Decontamination of titanium implants using physical methods. Clin Oral Implants Res 2017; 28(8): 1013-21.
14. Matys J, Botzenhart U, Gedrange T, Dominiak M. Thermodynamic effects after Diode and Er:YAG laser irradiation of grade IV and V titanium implants placed in bone - an ex vivo study. Preliminary report. Biomed Tech (Berl) 2016; 61(5): 499-507.
15. Leja C, Geminiani A, Caton J, Romanos GE. Thermodynamic effects of laser irradiation of implants placed in bone: an in vitro study. Lasers Med Sci 2013; 28(6): 1435-40.
16. Incropera FP, deWitt DP, Lavine AS, Bergman TL. Fundamentals of heat and mass transfer. 6th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2010. p. 6-9.
17. Fornaini C, Merigo E, Vescovi P, Bonanini M, Antonietti W, Leoci L, et al. Different laser wavelengths comparison in the second-stage implant surgery: an ex vivo study. Lasers Med Sci 2015; 30(6): 1631-9.
18. Geminiani A, Caton JG, Romanos GE. Temperature increase during CO2 and Er: YAG irradiation on implant surfaces. Implant Dent 2011; 20(5): 379-82.
19. Schwarz F, Sculean A, Rothamel D, Schwenzer K, Georg T, Becker J. Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis: a pilot study. Clin Oral Implants Res 2005; 16(1): 44-52.
20. Monzavi A, Shahabi S, Fekrazad R, Behruzi R, Chiniforush N. Implant surface temperature changes during Er: YAG laser irradiation with different cooling systems. J Dent (Tehran) 2014; 11(2): 210-5.

www.SID.ir

Archive of SID

Comparative Evaluation of Temperature Changes of Titanium Discs with SLA Surface after Irradiation with 980-nm and 810-nm Diode and Er:YAG Laser Beams

Reza Birang[1]
Maryam Mohammadi[2]
Narges Naghsh[3]
Nilofar Khaleghi Zawareh[4]

1. Dental Implants Research Center, Department of Periodontology, Dental Research Institute, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
2. Student Research Committee, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
3. **Corresponding Author:** Dental Implants Research Center, Department of Periodontology, Dental Research Institute, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
Email: n_naghsh@dnt.mui.ac.ir
4. Dental Student, Student Research Committee, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Abstract

Introduction: The aim of the present study was to determine the effect of three lasers, 980-nm diode, 810-nm diode and Er:YAG laser beams on temperature changes of titanium discs with SLA (sandblast large-grit acid etch) surface.

Materials & Methods: In this interventional in vitro study, 17 titanium discs with SLA surface, with a diameter of 5.2 mm and a height of 2 mm, were prepared. The specimens were divided into 3 groups (n = 5) and 1 control group (n = 2). The first group was irradiated by Er:YAG laser; the second and third groups were irradiated with 810-nm and 980-nm diode laser beams. No intervention was implemented in the fourth group. Temperature was measured before and after intervention (laser irradiation) with a digital thermometer. Data were analyzed with one-way ANOVA, followed by post hoc Tukey tests, using SPSS 22 ($\alpha < 0.05$).

Results: The results showed significant differences in ΔT between the 4 groups (p value < 0.05). The minimum temperature changes compared to the control group were recorded in the group irradiated with Er:YAG laser beams and the maximum temperature changes compared to the control group were recorded in the group irradiated with 980-nm diode laser beams.

Conclusion: Considering the decrease in temperature on the surface of the titanium discs with the use of Er:YAG laser beams, this laser is recommended for disinfection of implant surfaces; 810-nm diode laser proved more effective because of the lower temperature rise.

Key words: Dental implants, Laser, Temperature changes.

Received: 8.7.2019 **Revised**: 15.10.2019 **Accepted:** 14.11.2019

How to cite: Birang R, Mohammadi M, Naghsh N, Khaleghi Zawareh N. Comparative Evaluation of Temperature Changes of Titanium Discs with SLA Surface after Irradiation with 980-nm and 810-nm Diode and Er:YAG Laser Beams. J Isfahan Dent Sch 2020; 15(4): 348- 355.

www.SID.ir