کاربردهای لیزر در ایمپلنتولوژی

سعیدرضا معتمدیان[1]، کیمیا روحانی[2]، فاطمه جاوند[1]، سینا شیرکوند[1]، کیخسرو خسرویانی[3]،
فرشاد قلی پور[4]، آزاده اسماعیل نژاد*[5]، محمد علی روزگار[6]

1) کمیته تحقیقات دانشجویان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
2) دفتر استعدادهای درخشان، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
3) مرکز تحقیقات پروتئومیکس، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
4) دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران
5) گروه پریودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران
6) گروه دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایلام

تاریخ دریافت: **تاریخ پذیرش:**

چکیده

در ایمپلنتولوژی مدرن کاربردهای فراوانی می توان برای لیزر در نظر گرفت. انواع مختلف لیزر می تواند به صورت بالقوه در جراحی بافت نرم و سخت دهان مورد استفاده قرار گیرد. در این مقاله، مطالعات در زمینه کاربرد لیزر جهت جراحی مرحله دوم ایمپلنت، درمان ضایعات استخوانی اطراف ایمپلنت، برداشت بافت هایپرپلاستیک اطراف ایمپلنت و آماده سازی استخوان جهت قرار دادن ایمپلنت، مرور شده است. در این مرور کاربرد انواع لیزر در درمان التهاب اطراف ایمپلنت به تفصیل بررسی شده است. مطالعات بررسی شده شامل مطالعات آزمایشگاهی، حیوانی و بالینی بر روی انسان است. انتخاب دقیق نوع لیزر جهت کاربرد درمانی وابسته به مرور نتایج مطالعات اخیر و اثر این نوع لیزر بر روی سطح ایمپلنت و افزایش دمای محیط است. دو مزیت مهم لیزرها کاهش سطح آلودگی باکتریایی و برش دقیق همراه با انعقاد است که موجب کاربرد آن ها در درمان التهاب اطراف ایمپلنت و بهبود پیش آگهی ایمپلنت های معیوب شده است.

واژه های کلیدی: ایمپلنت، لیزر

***نویسنده مسئول:** گروه پریودنتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران

Email: esmaeilnejada@yahoo.com

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

مقدمه

علیرغم آن که امروزه ایمپلنت ها به طور گسترده ای مورد استفاده قرار می گیرند و نرخ باقی ماندن آن ها در دهان نیز در حد بالایی قرار دارد (1) اما کاربرد ایمپلنت های دندانی منجر به عوارض بسیاری نیز می شود. برخی از این عوارض عبارتند از واکنش های بافت های نرم محیط اطراف ایمپلنت، موکوزیت و پری ایمپلنتیتس، و تخریب پیش رونده استخوان محیط اطراف ایمپلنت. این دسته از واکنش ها ناشی از تغییرات پیشرفته التهابی در بافت های محیطی است بگونه ای که موارد نامعمول در بافت های حول ایمپلنت می تواند عامل اصلی عدم موفقیت ایمپلنت محسوب گردد. در طی یک بازه زمانی 5 ساله، 0 تا 14/4 درصد ایمپلنت های دندانی واکنش های التهابی اطراف ایمپلنت همراه با از دست رفتن استخوان کرستال را نشان دادند (2). مشکلات استخوانی حول ایمپلنت در صورتی که هیچگونه درمانی برای آن صورت نپذیرد، می تواند منجر به شکست درمان ایمپلنت شود.

تجمع باکتریایی در بافت نرم حول گردن ایمپلنت شروع شده و ممکن است باکتری ها در اتصالات پایه ایمپلنت نفوذ نمایند. التهاب بصورت مورب توسعه یافته و موجب از دست رفتن عمودی و افقی کرست استخوانی گردد. این عفونت باکتریایی حول ایمپلنت مشابه با بیماری های پریودنتال تلقی می شود (3-7) که این امر نشان دهنده ویژگی های میکروبیولوژیک مشابه این دو وضعیت می باشد. خصوصا، در التهاب اطراف ایمپلنت عوامل بیماری زای پریودنتالی تشخیص داده شده (8) و Prophyromonas gingivalis در نسبت های بالا یافت می شود (9-11).

روش های غیر جراحی درمان التهاب اطراف ایمپلنت مشتمل بر روش های مکانیکی و بهره گیری از انواعی از عوامل ضد باکتریایی می باشد. استفاده از عوامل ضد باکتریایی صرفا در صورتی کارامد محسوب می شود که در طی مراحل اولیه بیماری بکار برده شود (12-14). به علاوه شستشوی زیر لثه با استفاده از مواد ضدعفونی کننده و درمان موضعی با آنتی بیوتیک با استفاده از فیبرهای تتراسیکلن مورد استفاده قرار گرفته است اما هیچ یک از این درمان ها از تاثیر درمانی مطلوب برخوردار نبوده است (15). کاربرد کنترل شده عوامل ضد میکروبی در درمان التهاب اطراف ایمپلنت مورد آزمایش قرار گرفته که البته نتایج مربوطه به دلیل وجود مقاومت های باکتریایی و دوز ناکارامد دارویی محدود بوده است (16, 17).

سایر روش ها در زمینه درمان التهاب اطراف ایمپلنت عبارتند از فلپ های اپیکالی به منظور کنترل کافی پلاک ها و پالیش رزوه های ایمپلنت، بخصوص در حالتی که عیوب گسترده استخوانی وجود داشته باشد (18, 19). البته، این دسته از روش های درمانی بیشتر مربوط به عیوب زیبایی در نواحی قدامی مربوط می باشند. اسید سیتریک و سند بلاستینگ (20)، سند بلاستینگ تنها (21-23) و یا شستشو با کلرو هگزیدین (24) نیز توصیه شده است. البته، این دسته از تحقیقات بر روی حیوانات و یا صرفا گزارش موارد بالینی بدون پیگیری های بلند مدت بوده اند.

تحقیقات تجربی نیز صورت پذیرفته است (5, 6) لیکن صرفا دو مطالعه بالینی (19, 25) نشان دهنده درمانی جراحی عیوب زیر استخوانی محیط اطراف ایمپلنت می باشد. همانطور که اشاره شد روش های مختلف درمان به منظور درمان التهابات محیط اطراف ایمپلنت توصیه شده است؛ اما در حال حاضر، هیچگونه پروتکل درمانی استانداردی به منظور کنترل عفونت های محیط اطراف ایمپلنت های وجود نداشته و بر این اساس، نتایج دراز مدت می بایست بصورت اساسی مورد بررسی قرار گیرند (26). لیزرها می تواند موجب کاهش باکتری ها و آلایش زدایی سطح ایمپلنت (27-31) شده و برخی مقالات موجود نیز تاثیرات مثبت تشعشع لیزر به منظور کنترل عفونت های محیط اطراف ایمپلنت ها را شامل می گردد.

علاوه بر این، تحقیقات میکروبیولوژیک نشان دهنده کاهش قابل ملاحظه در باکتری های بیماری زای پریودونتال بر روی سطوح ایمپلنت در حالتی است که ایمپلنت ها تحت تابش لیزرهای جراحی با شدت های بالا (30, 31) و یا لیزرهای با شدت پایین (32) قرار گیرند، بوده است. هرچند معیارهای ورود در مقالات مروری می بایست بدقت توصیف شود، و

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

متاآنالیز و مرورهای نظام مندی ضروری هستند، هنوز برای درمان عیوب محیط اطراف ایمپلنت هیچ روش مبتنی بر شواهدی وجود ندارد (26). بر این اساس، در این مقاله مروری ما به توصیف کیفی تعدادی از مقالات در این زمینه به منظور در نظر داشتن نمونه هایی جهت کاربرد بالینی لیزرها در صنعت ایمپلنت های دندانی پرداخته ایم (جدول 1).

مقاله حاضر به ارائه بحث در مورد تکنیک های مختلف کاربرد لیزر در ایمپلنتولوژی و نیز روش های مربوط به درمان محیط اطراف ایمپلنت می پردازد. به علاوه ارزیابی طول موج های مختلف لیزر و نیز مزیا و معایب کاربرد آن ها در صنعت ایمپلنت ارائه خواهد گردید.

کاربرد لیزر برای بافت های نرم در طی جراحی ایمپلنت

علیرغم آن که درمان التهاب اطراف ایمپلنت می بایست مبتنی بر کنترل دائمی و اصولی جهت حذف عوامل اتیولوژیک باشد اما درمان هایپرپلازی اطراف ایمپلنت ها، حذف بافت نرم اضافی اطراف ایمپلنت می باشد (33).

جراحی مرحله دوم ایمپلنت های ساب مرج شده و حذف بافت هایپرپلاستیک محیط اطراف ایمپلنت را می توان با یک اسکالپل، الکتروسرجری و یا اشعه لیزر انجام داد (33). با بهره گیری از اسکالپل برای برش داخلی و یا خارجی، ممکن است قدری خونریزی و درد و ناراحتی در طی و پس از عمل بوجود آید. الکتروسرجری می تواند سطح ایمپلنت را شدیدا تخریب نموده و باعث آسیب به استخوان و در نهایت منجر به عدم موفقیت ایمپلنت شود. مزیت جراحی با لیزر، انعقاد عالی و عدم درد بیمار است (34).

لیزر دی اکسید کربن (CO_2) در گذشته برای برش و تبخیر تومورهای بافت نرم و هایپرلازی محیط اطراف ایمپلنت استفاده می شده است (34). الگوی کاربرد ممکن است پیوسته و یا پالسی باشد که امکان برش نسبتا سریع ، انعقاد کافی و راحتی عالی برای بیمار را فراهم می کند. بیماران دارای اوردنچر مبتنی بر ایمپلنت می توانند از دندان های مصنوعی خود بلافاصله پس از جراحی و در حالی که پروتزهای مربوطه هنوز نرم هستند استفاده نمایند. سیستم های لیزر فیبری (یعنی neodymium:yttrium–aluminum–garnet (Nd-YAG) و لیزرهای دیودی) می بایست با دقت خاصی مورد استفاده قرار گیرند که این امر به عمق نفوذ بالاتر و آسیب احتمالی وارده به استخوان در تشعشع مستقیم بر استخوان ارتباط دارد. با توجه به هم کنش های مختلف بین لیزر و سطوح ایمپلنت و جذب بالاتر توسط تیتانیوم، این لیزرها می توانند باعث افزایش بیش از حد حرارت و آسیب دیدگی سطح ایمپلنت شوند.

البته، Arnabat- Dominguez و همکارانش (35) جراحی مرحله دوم ایمپلنت های ساب مرج شده با استفاده از لیزر Nd-YAG را به غیر از روی ایمپلنت هایی که ملاحظات زیبایی شناختی در زمینه آنها مهم بوده و یا قسمت هایی که دارای عرض ناکافی مخاط کراتینیزه اطراف ایمپلنت بوده اند موفقیت آمیز گزارش نموده اند.

کاربرد لیزر در درمان التهاب اطراف ایمپلنت

هیچ شکی وجود ندارد که در زمینه التهاب اطراف ایمپلنت، سطح ایمپلنت دچار آلودگی ناشی از سلول های بافت نرم، باکتری ها و محصولات باکتری ها می باشد (36). نامنظی های ریز سطوح ایمپلنت موجب افزایش چسبندگی باکتری ها شده و در موارد آلودگی، بهبود زخم را دچار مشکل می کنند. علاوه بر این، ایمپلنت استخوانی با سطوح خشن (سند بلاست شده با پلاسمای تیتانیوم (TPS) و یا با روکش هیدروکسی آپاتیت (HA))، به عنوان انواع با اتصال بهتر به استخوان شناخته می شوند؛ لیکن در صورت آلایش این سطوح، پیشگیری از التهاب محیط اطراف ایمپلنت بسیار دشوار می باشد.

الگوهای مختلف درمان محیط اطراف ایمپلنت و آلایش زدایی ایمپلنت گزارش شده است (19-24). تکنیک های بازسازی هدایت شده استخوان (GBR) برای درمان ضایعات استخوانی اطراف ایمپلنت مورد استفاده قرار می گیرد (19, 25). این موارد نیازمند تکنیک های جراحی دقیقی هستند که مستلزم مهارت بالا می باشند. و عوارضی از قبیل اکسپوز غشاهای غیر جذبی (پلی تترا فلوئورو اتیلن) وجود دارد (24, 37) که

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

مستلزم برداشت هرچه سریعتر غشا می باشد (37). هرچند افزایش استخوان در این دسته از تحقیقات گزارش شده است، اما یکپارچگی کرست استخوانی حول تمامی انواع ایمپلنت ها در حالت ایده آل نبوده است (24) و از سویی این رویه از قابلیت پیش بینی محدودی در شیوه های مورد استفاده روزمره برخوردار بوده است (38-40). بطور کلی، ویژگی ضایعات استخوانی اطراف ایمپلنت عبارت است از ظرفیت تولید نامطلوب استخوانی در مجاورت سطوح آلوده ایمپلنت (37). در حال حاضر هیچ مطالعه بالینی مبنی بر درمان موفقیت آمیز التهاب اطراف ایمپلنت وجود ندارد. برخی گزارش موارد ترمیم اندک استخوان در پی درمان GBR را گزارش کرده اند (39). به منظور بهبود نتایج، کاهش از دست رفتن اسخوان کرستال ناشی از التهاب اطراف ایمپلنت و نیز حفظ تولید استخوانی حول ایمپلنت ها، محققین توصیه کرده اند که رفع آلودگی سطوح آلوده ایمپلنت امری ضروری است (11, 13, 39).

تحقیقات متعدد نشان دهنده تغییرات شدیدی بوده که متعاقب جرمگیری دستی و فراصوتی می تواند بر روی سطوح ایمپلنت صورت گیرد (41-43). کاربرد ابزار ساینده پودر- هوا نیز می تواند بر سطح ایمپلنت های دارای روکش HA تاثیر گذار بوده (44) و اما در صورت درمان ضایعات عمیق استخوانی ریسک آمفیزم وجود دارد (45, 46). حذف پلاک های باکتریایی و اندوتوکسین آنها توسط جرمگیری مکانیکی ایمپلنت ها سخت بوده، چراکه به دلیل ناصاف بودن رزوه های ایمپلنت، باکتری ها و لیپو پلی ساکاریدها ممکن است بر روی سطوح ایمپلنت پس از درمان باقی بمانند.

لیزر CO2

گزارشات مختلف نشان دهنده برخی تغییرات در خصوصیات سطحی ایمپلنت بعنوان تابعی از نوع لیزر و طول موج مورد استفاده می باشد (33, 34, 47-51). علاوه بر این، ویژگی های لیزر به دلیل واکنش های مختلفی که می تواند بر سطوح ایمپلنت ایجاد نماید حائز اهمیت است (جدول 1). علی الخصوص، ویژگی های فیزیکی لیزر CO2 اجازه حذف بافت نرم اطراف ایمپلنت را همانند ضدعفونی کردن سطح ایمپلنت می دهد. به نظر نمی رسد تابش متناوب لیزر CO2 اثری بر سطح ایمپلنت داشته باشد، اما الگوی پالسی تاثیر قابل ملاحظه ای بر شیمی سطح دارد که برای ضدعفونی ایمپلنت های از کار افتاده نامطلوب است (51). یکی از تحقیقات پیشین نشان داده که امواج پیوسته مربوط به لیزر CO2 تا توان شش وات موجب اصلاح سطوح ایمپلنت سند بلاست زده شده، با پوشش پلاسمای تیتانیوم و یا دارای روکش HA نمی شود (48). سایر مولفین بر این باورند که لیزر CO2 با توان پنج وات برای رفع آلایش های باکتریایی از سطوح ایمپلنت بودن آسیب رسانی به ساختار سطحی ایمپلنت مطلوب می باشد (28). در مقابل، Deppe و همکارانش (51) نشان دادند که هیچگونه تغییری در سطح ایمپلنت دارای روکش TPS ایجاد نشده و سترون سازی عالی در حین پایین بودن تنظیمات توان (2/5 وات) مشاهده گردید.

Romanos و همکارانش (30) نسبت به بررسی تاثیر باکتری کشی موج لیزر پیوسته CO2 (با خروجی توان پایین 2 واتی) بر روی سطوح ایمپلنت تیتانیومی سند بلاست شده دچار آلودگی P. gingivalis اقدام نموده و کاهش قابل ملاحظه ای در آلایش مزبور پس از تابش لیزر CO2 بر سطوح ایمپلنت را نشان دادند. این امر با نتایج بدست آمده توسط Coffelt و همکارانش (52) قابل مقایسه بود که یک چگالی انرژی آستانه به میزان 11 ژول بر سانتی متر مربع را بروی سطوح ریشه نشان دادند.

Kato و همکارانش (28) نشان دادند که لیزر CO2 ممکن است از تاثیر باکتریایی قابل ملاحظه ای برخوردار بوده و موجب کاهش باکتری های بیماری زای پریودنتالی شود.

نتایج مثبت و تشویق کننده زمانی حاصل شد که لیزر CO2 بعنوان یکی از دستگاه های آلایش زدا جهت استئواینتگریشن مجدد در سگ ها گزارش گردید (51). تحقیق مزبور نشان داد که این سامانه لیزری می توان یکی از مدل های درمانی کارآمد در درمان التهاب اطراف ایمپلنت باشد.

بر اساس تحقیقات اسکن با میکروسکوپ الکترونی، بسیاری از مولفین نشان داده اند که لیزر

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

CO2 موجب تغییر سطح ایمپلنت و یا نوع الگوی سطح ایمپلنت (سند بلاست زده شده/ روکش HA و TPS) نمی شود (48-54). ضمنا گزارش گردیده که استفاده از توان پایین لیزر CO2 صرفا موجب القای افزایش دمای کمی می شود که البته کمتر از سطوح آستانه خواهد بود (54).

در یک تحقیق بالینی، Romanos و Nentwig (55) درمان موفق ضایعات محیط اطراف ایمپلنت را با استفاده از لیزر CO2 در ترکیب با پیوند استخوانی اتوژن یا زنوژن نشان دادند. محدوده های تحت تاثیر با غشای قابل جذب بر مبنای اصول GBR پوشانده شدند. بررسی ها نشان دهنده کاهش قابل ملاحظه در عمق پروبینگ می باشد. هیچگونه واکنش التهابی در حول ایمپلنت (بعنوان نمونه خونریزی و یا جراحت) در طی کل فرایند مربوطه مشاهده نگردید. پر شدگی کامل استخوانی از طریق رادیولوژی در تمامی ضایعات تحت استخوانی پس از استفاده از مواد زنوژنیک و در تمامی قسمت های درمان شده با پیوند استخوانی اتوژنی مشاهده گردیده و حداقل دو سوم ضایعات استخوانی با گذشت زمان با استخوان پر شده بودند. مولفین مربوطه، کاهش در اتصالات عمیق استخوانی و استخوان محیطی را به انعکاس و انتشار نور لیزر توسط ایمپلنت در طی پرتودهی مربوط دانسته اند.

مشاهدات هیستولوژی در تحقیقات بر روی حیوانات نشان دهنده تشکیل قابل ملاحظه استخوان جدید پس از تشعشع لیزر CO2 حول ایمپلنت های دارای ضایعات استخوانی القا شده بر اثر التهاب اطراف ایمپلنت می باشد. به نظر می رسد که لیزر از امکان آلایش زدایی سطح ایمپلنت و استئواینتگریشن مجدد استخوان با ایمپلنت برخوردار می باشد (56, 57). بر مبنای داده های تجربی، Deppe و همکارانش (58) ایمنی وکفایت بالینی لیزر CO2 در استفاده با βTCP برای درمان التهاب محیط اطراف ایمپلنت را نشان دادند.

لیزر دیودی

لیزر دیودی می بایست یکی از گزینه های جایگزین برای لیزر CO2 جهت آلایش زدایی سطوح ایمپلنت پس از زدن فلپ می باشد. لیزرهای دیودی برای پزشکان عمومی بدلیل کوچکی و قابل اعتماد بودن مزیت محسوب می شوند (59).

تاثیرات قابل ملاحظه ضدمیکروبی در یک تحقیق آزمایشگاهی که در طی آن پاکت های اطراف ایمپلنت با تولوئیدن آبی شستشو داده شده و ضایعات اطراف ایمپلنت تحت تابش یک لیزر چگال پایین دیود قرار گرفت، نشان داده شده است (32). البته، هیچگونه داده های هیستوفتومتری نشان دهنده تشکیل جدید استخوان و استئواینتگریشن مجدد پس از استفاده از این طول موج لیزر وجود ندارد.

در یکی از تحقیقات آزمایشگاهی (47) نشان داده شد که لیزرهای دیودی 980 نانومتری با استفاده از تنظیمات توان بالا (10 واتی) موجب آسیب رساندن به سطح تیتانیوم نمی شود. علاوه بر این، کاربردهای بالینی مربوط به لیزر دیودی می تواند رفع هایپرپلازی اطراف ایمپلنت و نیز آلایش زدایی سطوح ایمپلنت قبل از جراحی باشد؛ با این وجود، کاربرد لیزر دیودی 810 نانومتری با توان بالا می تواند خصوصیات سطحی ایمپلنت را تغییر دهد و به همین دلیل حین درمان التهاب اطراف ایمپلنت باید با دقت به کار گرفته شود (29). البته، لیزر دیودی با طول موج 810 نانومتری دارای خواص انعقادی مناسبی مشابه با لیزر Nd:YAG (53, 60) بوده و ویژگی آن، جذب سطحی بافتی با نفوذ به بافت های زیرین می باشد (61, 62).

لیزر Er:YAG

نتایج اخیر حاصل از یکی از تحقیقات آزمایشی بالینی نشان داده است که درمان غیر جراحی با بهره گیری از لیزر Er:YAG می تواند باعث کاهش خونریزی پروبینگ از 83 درصد در ابتدای کار به 31 درصد پس از گذشت شش ماه شود. لیکن باعث کاهش قابل ملاحظه عمق پاکت و سطح اتصال اپی تلیوم بین گروه های کنترل و تحت تابش لیزر نمی شود (63). نتایج اطمینان بخش در درمان التهاب اطراف ایمپلنت از طریق بررسی هیستولوژی در مطالعه Takasaki و همکارانش (64) نشان داده شده است. عفونت های القا شده در اطراف ایمپلنت با لیزر Er:YAG و کورت معمولی درمان شد. این مطالعه نشان داد که نتایج بهتر و گرایش بیشتری نسبت به ایجاد تماس مطلوب تر

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

تماس بین ایمپلنت و استخوان (استئواینتگریشن مجدد) در صورت بهره گیری از لیزر Er:YAG وجود خواهد داشت.

لیزر Nd:YAG

برخلاف نتایج اطمینان بخش لیزر CO2 و لیزرهای دیودی در تحقیقات مربوط به تابش سطوح ایمپلنت، کاربرد یک لیزر Nd:YAG با وجود اینکه می تواند منجر به آلایش زدایی کافی به لحاظ سترون سازی ایمپلنت شود، اما از سویی تغییرات قابل ملاحظه ای (ذوب و ایجاد شکل های دهانه مانند) را در بر داشته باشد (27, 48). علاوه بر این، افزایش قابل ملاحظه دما در طی تابش لیزر نیز گزارش شده است (65). به این دلایل، کاربرد لیزر Nd:YAG برای درمان التهاب اطراف ایمپلنت و جهت سایر جراحی های بافت های نرم از قبیل درمان موکوزیت هایپرپلاستیک و جراحی مرحله دوم در ایمپلنت ساب مرج ممنوع می باشد.

کاربرد لیزر در آماده سازی استخوان جهت قرار دادن ایمپلنت و القای استخوان سازی

پیشرفت های اخیر در حوزه فن آوری منجر به افزایش گزینه های درمانی جهت جراحی های استخوان شده است. تکنیک های درمانی سنتی برای برداشتن استخوان با بهره گیری از ابزار چرخشی پرسرعت و کم سرعت، اسکنه های استخوان و سوهان های مخصوص استخوان در مقایسه با استفاده از لیزر در جراحی استخوان بررسی شده است. بدلیل عدم نیاز به اعمال فشار بر استخوان، لیزرها می توانند از دریل مکانیکی برتر تلقی شوند (66, 67). تحقیقات متعددی نشان داده است که لیزر Er:YAG استخوان را بدقت بریده و حداقل آسیب حرارتی را در حد 10-15 میکرو متر وارد می کند (65-69). لیزر، مقدار ثابتی از ماده را در هر پالس برداشته و کنترل دقیق عمق برش را ممکن می سازد (70-74) و توان پایین نیز منافذی قابل قیاس با منافد حاصل از دریل مکانیکی ایجاد می کند. یکی از تحقیقات قبلی با استفاده از ساق پای خرگوش تاخیر در بهبود برش های استخوانی لیزری را در قیاس با برش های استخوانی معمول از طریق اره کاری گزارش نمود (66). تا به امروز، تحقیقات مقایسه ای معدودی در زمینه استئواینتگریشن ایمپلنت های تیتانیومی در استخوان آماده سازی شده با لیزر Er:YAG انجام شده است (71-75). در صورت استفاده از لیزر برای جراحی استخوان، ارزیابی دقیق هیستولوژیکی و هیستومورفیکی استخوان و درصد تماس ایمپلنت و استخوان بعد از بهبود مورد نیاز می باشد. Kesler و همکارانش (75) استئواینتگریشن ایمپلنت های تهیه شده از آلیاژهای تیتانیوم تعبیه شده در ساق پای خرگوش را بررسی نمودند که در طی آن حفرات استخوانی توسط لیزر Er:YAG و دریل مکانیکی ایجاد می گردید. لیزر Er:YAG با یک قطعه دستی نوک فلزی نامنظم به صورت غیر تماسی و همراه با آبدهی مورد استفاده قرار گرفت. مولفین نسبت به برداشت یک حجم استخوان به میزان 1/4 میلیمتر مکعب در هر پالس اقدام نمودند. بر اساس نتایج این تحقیق، می توان تصور نمود که لیزر Er:YAG را مطمئنا می توان بصورت بالینی برای آماده سازی موضع با استئواینتگریشن و ترمیم بعدی استخوان استفاده نمود؛ که در این میان، درصد آماری به مراتب بالاتری از تماس بین استخوان و ایمپلنت نسبت به روش های معمول در این روش دیده می شود. علاوه بر این، آسیب های جانبی استخوانی کمتر از زمانی است که آماده سازی از طریق دریل انجام شده است. شاید بدلیل دشواری کاربرد ماده خنک کننده کافی بین استخوان و نوک مته، سوراخ ایجاد شده می تواند باعث بروز نکروز شود که این امر علیرغم سرعت پایین سوراخکاری با مته است. با آبدهی بیرونی استخوان با بهره گیری از محلول های نمکی در طی درمان با لیزر، می توان به کاهش کربنی شدن استخوان و افزایش بهبود موضع ایمپلنت اقدام نمود. هیچ شکی وجود ندارد که از تابش لیزر می بایست در نزدیکی ساختارهای آناتومیکی مهم از قبیل اعصاب جهت جلوگیری از آسیب های ناشی از حرارت بیش از حد خودداری گردد. لیزر Er:YAG امکان حذف قسمت کورتیکال استخوان را فراهم نموده و به عمقی بین 3 تا 4 میلیمتری نفوذ کمی نموده و بر این اساس، امکان وارد ساختن ایمپلنت علی الخصوص در استخوان های ضعیف وجود دارد. البته، در حال حاضر امکان ایجاد

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

استئوتومی در کل طول و قطر با لیزر Er:YAG و یا هر لیزر دیگری وجود ندارد. علاوه بر این، نمی توان در طی تابش لیزر در موضع مشمول استئوتومی به میزان کافی موضع را خنک کرد که در این زمینه به پیشرفت های بیشتری نیاز می باشد.

مولفین (75) نتیجه گیری نمودند که لیزر Er:YAG می تواند موجب بهبود تولید استخوان جدید حول ایمپلنت های تیتانیومی و استخوان سازی مطلوب تر نسبت به برش استخوان معمول شود. نتایج این تحقیق نشان می دهد که در مدل موش ها، قسمت های مربوط به ایمپلنت آماده سازی شده توسط لیزر به لحاظ آماری درصد بالاتری از تماس استخوان و ایمپلنت را نسبت به محل هایی که از روش های معمول آماده سازی شده اند در بر دارد.

سایر تحقیقات نتایج مشابهی برای القای استخوان سازی توسط لیزر را گزارش نموده اند (76). Sasaki و همکارانش (77, 78) نشان داده اند که سطوح آماده سازی شده توسط لیزر Er:YAG حداقل تغییرات را بدون آسیب های شدید حرارتی، محدود به یک عرض تقریبا 30 میکرو متری، تغییرات ریز ساختاری آپاتیت های اصلی، و کاهش شبکه ارگانیک نشان داده است. الگوی معمول بافت تحت تابش مشتمل بر آپاتیت های محاصره شده توسط شبکه ارگانیک بوده و هیچگونه محصولات سمی در سطوح تحت لیزر Er:YAG وجود ندارد (77). Lewandrowski و همکاران (79) نیز گزارش نمودند که نرخ بهبود در پی تابش لیزر Er:YAG می تواند معادل و یا حتی سریعتر از دریل متداول باشد. علاوه بر این، فقدان لایه اسمیر و الگوی معمول بافت تحت تابش می تواند بصورت بالقوه منجر به افزایش اتصال المان های خونی در آغاز فرایند ترمیم شود. فرایند بهبود سریعتر و استخوان سازی تحت القای لیزر می تواند به وارد آوردن نیرو به ایمپلنت ها به صورت اولیه کمک کند.

پوزرندیان و همکاران (80) یک نمودار هیستولوژی و ارزیابی با میکروسکوپ الکترونی از تشکیل توده استخوانی را با بهره گیری از لیزر Er:YAG، فرز معمولی و لیزر CO2 در استخوان جمجمه موش های صحرایی ارائه نمودند. بهبود اولیه پس از تابش لیزر Er:YAG سریع تر بود. برخلاف این دسته از تحقیقات، Shwarz و همکارانش (81) ترمیم پس از برش استخوان توسط لیزر Er:YAG را بررسی نمودند، اما نشان دادند که استئواینتگریشن ایمپلنت ها بهتر از برش استخوان معمول نمی باشد.

برای استخوان سازی و استئواینتگریشن مجدد پس از درمان التهاب اطراف ایمپلنت و یا در آماده سازی محل ایمپلنت، اتصال استئوبلاست به سطوح تیتانیومی امری ضروری است. آزمایشات کشت سلولی در سالیان اخیر در طی تلاش های صورت گرفته به منظور درک، کنترل و هدایت هم کنش های میان سطوح دارای مواد زیستی بیش از پیش مورد توجه قرار گرفته است. بالاخص، کشت های استئوبلاست ها، چه سلول های اولیه و یا سلول های توموری، به دفعات به منظور ارزیابی تاثیرات تغییرات سطحی بر روی رفتار و متابولیسم سلولی بکار رفته است.

با استفاده از میکروسکوپ الکترونی، Romanos و همکارانش (82) پیوستگی استئوبلاست ها به سطح تیتانیومی بعد از تابش لیزر بر سطح ایمپلنت را بررسی کردند. ان ها از چهار نوع مختلف از دیسک های اتوکلاو شده تیتانیومی با سطوح ماشین کاری شده، با روکش HA، سند بلاست زده شده و یا TPS استفاده نمودند. دیسک های مزبور با لیزر CO2 (10600 نانومتر) و با خروجی توان متغیر 4 و 6 وات و یک فرکانس 20 هرتز و لیزر Nd-YAG (2780 نانومتر) با توان 1/25 وات مورد تابش قرار گرفتند. بعد از تابش، تمامی سطوح ایمپلنت بررسی شده دارای کلونی های قابل قبولی از استئوبلاست بودند. اما شکل سلول ها مشابه با دیسک های گروه کنترل بود که تحت تابش قرار نگرفته بود و چگالی سلول در گروه آزمون تحت تابش مشابه به دیسک های تابش نگرفته بود. داده های تحقیق مزبور نشان می دهد که تابش لیزر سطوح تیتانیومی تاثیر منفی بر اتصال استئوبلاست و حفره سلول نداشته است. این دسته از یافته ها می تواند به توجیه تاثیر تابش لیزری بر روی سطوح ایمپلنت کمک نموده و مبین امکان استخوان سازی پس از تابش بر ایمپلنت، می باشد.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

بحث و نتیجه گیری

افزایش سالیانه استفاده از ایمپلنت های دهانی در سرتاسر جهان همراه با افزایش عوارض درمان از قبیل واکنش های بافت های نرم اطراف ایمپلنت و ضایعات استخوانی اطراف ایمپلنت می باشد. آلودگی باکتریایی سطوح ایمپلنت یکی از دلایل رایج مربوط به عدم موفقیت ایمپلنت می باشد. مفاهیم مدرن درمان بالینی برای التهاب اطراف ایمپلنت بخوبی مورد مطالعه قرار نگرفته و برخی اوقات نیز نتایج موفقیت آمیزی در بر نداشته است.

در حالت ایده آل، تماس استخوان با ایمپلنت می بایست افزایش یافته و ایمپلنت ها باید با کرست استخوانی یکپارچه شود. در حال حاضر هیچگونه شواهدی دال بر این که درمان ضد عفونی سازی سطوح ایمپلنت ها موجب افزایش عمر مفید ایمپلنت می شود وجود ندارد (26, 83).

در طی سالیان اخیر، موارد تجویز متعددی در دندانپزشکی مدرن ایمپلنت برای لیزر پیشنهاد شده است. بطور کلی، لیزرها را می توان در ایمپلنتولوژی دهانی مربوط به جراحی مرحله دوم ایمپلنت های ساب مرج ، جراحی جهت ایجاد سلامتی بافت های نرم اطراف ایمپلنت ، ضدعفونی کردن سطوح ایمپلنت تیتانیوم و بر اساس تجربه، برای اماده سازی محل ایمپلنت استفاده نمود. به صورت بالقوه استفاده بالینی از لیزر دیودی 980 نانومتر ساده تر است که این لیزر از ویژگی های عالی برای برش، برداشت و انعقاد بافت های نرم برخوردار است. براساس یافته های بالینی توانایی این لیزر در برش، حاشیه دقیق برش، تاثیر مطلوب بر انعقاد و اندازه بسیار کوچک نکروز حرارتی در بافت های اطراف، در حد عالی ارزیابی می شوند (33).

بر اساس منابع علمی اخیر (به جدول 1 مراجعه شود)، در ارتباط با کاربرد طول موج های مختلف لیزر در درمان التهاب اطراف ایمپلنت ، استفاده از لیزر CO2 (الگوی پیوسته و پالسی) و لیزر دیودی (بخصوص 980 نانومتری) به نظر می رسد در برابر باکتری ها کارآمد بوده و تغییری در الگوی سطحی ایمپلنت ایجاد نمی کند؛ که این امر توسط میکروسکوپ الکترونی نشان داده شده است (47, 48). ضمنا مشخص شده که تابش بر ایمپلنت موجب افزایش قابل ملاحظه دمای بدنه ایمپلنت نمی شود (28, 54, 65, 84). در ارتباط با تاثیر لیزر بر بافت های اطراف ایمپلنت، نشان داده شده که عمق نفوذ بدلیل جذب تشعشعات دی اکسید کربن توسط آب بالای مخاط، کاهش می یابد. از سویی هر دو سامانه لیزری دیودی و CO2 از خود نتایجی عالی در رویه های جراحی از قبیل برش، برداشت و انعقاد بافت های نرم نشان داده اند. لیزر در مقایسه با روش های معمول از قبیل اسکالپل و یا الکتروسرجری نتایج برتر نشان داده چرا که موجب کاهش درد شده و فاقد خونریزی می باشد. علاوه بر این، الکتروسرجری می تواند به سطح ایمپلنت آسیب وارد نماید.

ضمنا لیزر Er:YAG دارای یک تاثیر ضدباکتریایی است که می توان از آن برای درمان التهاب اطراف ایمپلنت استفاده نمود (50). بر اساس یافته های اخیر، لیزر Er:YAG را می توان بصورت بالینی برای آماده سازی محدوده ایمپلنت با نتایج مطلوبی برای استئواینتگریشن و استخوان سازی و نیز درصد به مراتب بالاتر تماس ایمپلنت با استخوان نسبت به روش های معمول آماده سازی محدوده مزبور مورد استفاده قرار داد.

لیزر Nd:YAG می تواند به خوبی موجب ضدعفونی سطح ایمپلنت شود. کاربرد لیزر مزبور برای درمان التهاب اطراف ایمپلنت، موکوزیت هایپر پلاستیک و جراحی مرحله دوم ایمپلنت های ساب مرج منع شده که این امر ناشی از افزایش قابل ملاحظه دما در طی تابش لیزر، ذوب شدن بیش از حد سطح ایمپلنت و عمق نفوذ بالاتر تابش لیزر است.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

جدول 1 – اثر انواع لیزرها بر سطح ایمپلنت

نویسندگان	نوع لیزر	نوع مطالعه	اثر لیزر
(27)Block et al.	Nd:YAG	In vitro	ذوب شدن، استریلزاسیون
(47)Romanos et al.	Nd:YAG	In vitro	ذوب شدن
(28)Kato et al.	CO2	In vitro	کاهش باکتری ها
(48)Romanos et al.	CO2	In vitro	بدون تغییر در سطح
(30)Romanos et al.	CO2	In vitro	کاهش باکتری ها
(51)Deppe et al.	CO2	In vitro	بدون تغییر در سطح
(56)Deppe et al.	CO2	In vivo (dogs)	ساخت استخوان جدید
(58)Deppe et al.	CO2	Clinical	درمان التهاب اطراف ایمپلنت
(54)Oyster et al.	CO2	In vitro	بدون افزایش دما
(55)Romanos and Nentwig	CO2	Clinical	درمان التهاب اطراف ایمپلنت
(84)Mouhyi et al.	CO2	In vitro	بدون افزایش دما
(82)Romanos et al.	CO2	In vitro	اتصال استئوبلاست ها
(29)Bach et al.	Diode (810 nm)	Clinical	کاهش عمق پاکت
(31)Kreisler et al.	Diode (810 nm)	In vitro	کاهش باکتری ها
(47)Romanos et al.	Diode (980 nm)	In vitro	بدون تغییر در سطح
(32)Haas et al.	Photodynamic therapy	In vitro	کاهش باکتری ها
(35)Arnabat-Dominguez et al.	Er:YAG	In vitro	جراحی مرحله دوم
(71)el-Montaser et al.	Er:YAG	In vivo	بدون آسب دمایی
(75)Kesler et al.	Er:YAG	In vivo	استئواینتگریشن بهتر
(78 ,77)Sasaki et al.	Er:YAG	In vitro	حداقل تغییرات در سطح
(79)Lewandrowski et al.	Er:YAG	In vivo	ترمیم بهتر نسبت به دریل
(80)Pourzarandian et al.	Er:YAG	In vivo	ترمیم اولیه سریع
(81)Schwarz et al.	Er:YAG	In vivo	ترمیم بهتر نسبت به دریل
(63)Schwarz et al.	Er:YAG	In vivo	کاهش خونریزی پروبینگ
(64)Takasaki et al.	Er:YAG	In vivo	استئواینتگریشن مجدد

References

1-Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson A, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Periodontol 1988;59:287.

2-Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. J Clin Periodontol 2002;29:197.

3-Mombelli A, van Oosten M, Schurch Jr E, Land N. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. Oral Microbiol Immunol 1987;2:145.

4-Lang N, Brägger U, Walther D, Beamer B, Kornman K. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. Clin Oral Implants Res 1993;4:2.

5-Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. Clin Oral Implants Res 1992;3:9.

6-Schou S, Holmstrup P, Stoltze K, Hjørting-Hansen E, Kornman K. Ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth. Clin Oral Implants Res 1993;4:12.

7-Meffert R. Periodontitis vs. peri-implantitis: the same disease? The same treatment? Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of the American Assoc Oral Biol 1996;7:278.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

8-Mombelli A, Marxer M, Gaberthüel T, Grunder U, Lang N. The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease. J Clin Periodontol 1995;22:124.

9-Mombelli A, Lang N. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. Periodontol 1998;17:63.

10-Renvert S, Roos-Jansåker A, Lindahl C, Renvert H, Rutger PG. Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. Clin Oral Implants Res 2007;18:509.

11-Flemmig T. Infections at osseointegrated implants–Background and clinical implications. Implantologie 1994;1:9-21.

12-Mombelli A, Lang N. Antimicrobial treatment of peri-implant infections. Clin Oral Implants Res 1992;3:162.

13-Zablotsky M. Chemotherapeutics in implant dentistry. Implant Dent 1993;2:19.

14-Mombelli A. Etiology, diagnosis, and treatment considerations in peri-implantitis. Curr Opinion Periodontol 1997;4:127.

15-Schenk G, Flemmig T, Betz T, Reuther J, Klaiber B. Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series. Clin Oral Implants Res 1997;8:427.

16-Sbordone L, Barone A, Ramaglia L, Ciaglia R, Iacono V. Antimicrobial susceptibility of periodontopathic bacteria associated with failing implants. J Periodontol 1995;66:69.

17-Roos-Jansåker A, Renvert S, Egelberg J. Treatment of peri-implant infections: a literature review. J Clin Periodontol 2003;30:467.

18-Kwan J. The ailing implant. J Calif Dent Assoc 1991;19:51.

19-Jovanovic S. The management of peri-implant breakdown around functioning osseointegrated dental implants. J Periodontol 1993;64:1176.

20-Hanisch O, Tatakis D, Boskovic M, Rohrer M, Wikesjö U. Bone formation and reosseointegration in peri-implantitis defects following surgical implantation of rhBMP-2. Int J Oral Maxillofacial Implants 1997;12:604.

21-Hürzeler M, Quiñones C, Morrison E, Caffesse R. Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part 1: Clinical findings and histologic observations. Int J Oral Maxillofacial Implants 1995;10:474.

22-Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. Treatment of peri-implantitis defects with autogenous bone grafts: six-month to 3-year results of a prospective study in 17 patients. Int J Oral Maxillofacial Implants 2000;15:125.

23-Singh G, O'Neal R, Brennan W, Strong S, Horner J, Van Dyke T. Surgical treatment of induced peri-implantitis in the micro pig: clinical and histological analysis. J Periodontol 1993;64:984.

24-Wetzel A, Vlassis J, Caffesse R, Hämmerle C, Lang N. Attempts to obtain re-osseointegration following experimental peri-implantitis in dogs. Clin Oral Implants Res 1999;10:111.

25-Hämmerle C ,Fourmousis I, Winkler J,

Weigel C, Brägger U, Lang N. Successful bone fill in late peri-implant defects using guided tissue regeneration. A short communication. J Periodontol 1995;66:303.

26-Klinge B, Gustafsson A, Berglundh T. A systematic review of the effect of anti-infective therapy in the treatment of peri-implantitis. J Clin Periodontol 2002;29:213.

27-Block C, Mayo J, Evans G. Effects of the Nd: YAG dental laser on plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated titanium dental implants: surface alteration and attempted sterilization. Int J Oral Maxillofacial Implants 1992;7:441.

28-Kato T, Kusakari H, Hoshino E. Bactericidal efficacy of carbon dioxide laser against bacteria-contaminated titanium implant and subsequent cellular adhesion to irradiated area. Lasers Surg Med 1998;23:299.

29-Bach G, Neckel C, Mall C, Krekeler G. Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study. Implant Dent 2000;9:247.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

30-Romanos GE ,Purucker P, Bernimoulin JP, Nentwig GH. Bactericidal efficacy of CO2 laser against bacterially contaminated sandblasted titanium implants. J Oral Laser Applic 2002;2:171-4.

31-Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Schoof J, Langnau E, Jansen B, et al. Antimicrobial efficacy of semiconductor laser irradiation on implant surfaces. Int J Oral Maxillofacial Implants 2003;18:706.

32-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;8:249.

33-Romanos G. Treatment of periimplant lesions using different laser systems. J Oral Laser Applications 2002;2:75-81.

34-Catone GA, Alling CC. Laser applications in oral and maxillofacial surgery: WB Saunders Company; 1997.

35-Arnabat-Domínguez J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Erbium: YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. Int J Oral Maxillofacial Implants 2003;18:104.

36-Quirynen M, Marechal M, Busscher H, Weerkamp A, Darius P, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. J Clin Periodontol 1990;17:138.

37-Jovanovic S, Kenney E, Carranza Jr F, Donath K. The regenerative potential of plaque-induced peri-implant bone defects treated by a submerged membrane technique: an experimental study. Int J Oral Maxillofacial Implants 1993;8:13.

38-Lang N, Mombelli A, Tonetti M, Brägger U, Hämmerle C. Clinical trials on therapies for peri-implant infections. Ann Periodontol 1997;2:343.

39-Lehmann B, Bragger U, Hammerle C, Fourmousis I, Lang N. Treatment of an early implant failure according to the principles of guided tissue regeneration (GTR). Clin Oral Implants Res 1992;3:42.

40-Zablotsky M, Meffert R, Mills O, Burgess A, Lancaster D .The macroscopic, microscopic and spectrometric effects of various chemotherapeutic agents on the plasma-sprayed hydroxyapatite-coated implant surface. Clin Oral Implants Res 1992;3:189.

41-Thomson-Neal D, Evans G, Meffert R. Effects of various prophylactic treatments on titanium, sapphire, and hydroxyapatite-coated implants: an SEM study. Int J Oral Maxillofacial Implants 1989;9:300.

42-Fox S, Moriarty J, Kusy R. The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study. J Periodontol. 1990;61(8):485.

43-Rapley J, Swan R, Hallmon W, Mills M. The surface characteristics produced by various oral hygiene instruments and materials on titanium implant abutments. Int J Oral Maxillofacial Implants 1990;5:47.

44-Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. J Periodontol 1998;69:857.

45-Van de Velde E, Thielens P, Schautteet H, Vanclooster R. Subcutaneous emphysema of the oral floor during cleaning of a bridge fixed on an IMZ implant. Case report]. Rev Belge Med Dent 1991;46:64.

46-Brown F, Ogletree R, Houston G. Pneumoparotitis associated with the use of an air-powder prophylaxis unit. J Periodontol 1992;63:642.

47-Romanos G, Everts H, Nentwig G. Effects of diode and Nd: YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. J Periodontol 2000;71:810.

48-Romanos GE, Everts H, Nentwig G. Alterations of the implant surface after CO2-or Nd: YAG-laser irradiation: A SEM examination. J Oral Laser Applic 2001;1:29-33.

49-Kreisler M, Götz H, Duschner H. Effect of Nd: YAG, Ho: YAG, Er: YAG, CO2, and GaAIAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofacial Implants 2002;17:202.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

50-Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er: YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. J Clin Laser Med Surg 2003;21:7.

51-Deppe H, Greim H, Brill T, Wagenpfeil S. Titanium deposition after peri-implant care with the carbon dioxide laser. Int J Oral Maxillofacial Implants 2002;17:707.

52-Coffelt D, Cobb C, MacNeill S, Rapley J, Killoy W. Determination of energy density threshold for laser ablation of bacteria. An in vitro study. J Clin Periodontol 1997;24:1.

53-Rastegar S, Jacques SL, Motamedi M, Kim BM, editors. Theoretical analysis of equivalency of high-power diode laser (810 nm) and Nd: YAG laser (1064 nm) for coagulation of tissue: predictions for prostate coagulation. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series; 1992.

54-Oyster D, Parker W, Gher M. CO2 lasers and temperature changes of titanium implants. J Periodontol 1995;66:1017.

55-Romanos G, Nentwig G. Regenerative therapy of deep peri-implant infrabony defects after CO2 laser implant surface decontamination. Int J Oral Maxillofacial Implants 2008;28:245.

56-Deppe H, Horch H, Henke J, Donath K. Per-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. Int J Oral Maxillofacial Implants 2001;16:6059.

57-Stübinger S, Henke J, Donath K, Deppe H. Bone regeneration after peri-implant care with the CO2 laser: a fluorescence microscopy study. Int J Oral Maxillofacial Implants 2005;20:203.

58-Deppe H, Horch HH, Neff A. Conventional versus CO2 laser-assisted treatment of peri-implant defects with the concomitant use of pure-phase beta-tricalcium phosphate: a 5-year clinical report. Int J Oral Maxillofacial Implants 2007;22:79.

59-Desmettre T, Soulie-Begu S, Devoisselle J, Mordon S. Diode laser-induced thermal damage evaluation on the retina with a liposome dye system. Lasers Surg Med 1999;24:61.

60-Wyman A, Duffy S, Sweetland H, Sharp F, Rogers K. Preliminary evaluation of a new high power diode laser. Lasers Surg Med 1992;12:506.

61-Radvar M, MacFarlane T, MacKenzie D, Whitters C, Payne A, Kinane D. An evaluation of the Nd: YAG laser in periodontal pocket therapy. Br Dent J 1996;180:57.

62-Cobb C, McCawley T, Killoy W. A preliminary study on the effects of the Nd: YAG laser on root surfaces and subgingival microflora in vivo. J Periodontol 1992;63:701.

63-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;16:44.

64-Takasaki A, Aoki A, Mizutani K, Kikuchi S, Oda S, Ishikawa I. Er: YAG laser therapy for peri-implant infection: a histological study. Lasers Med Sci 2007;22:143.

65-Chu R, Watanabe L, White J, Marshall G, Marshall S, Hutton J. Temperature rise and surface modification of lased titanium cylinders. J Dent Res 1992;71:144.

66-Keller U, Hibst R, Mohr W. Experimental animal studies on laser osteotomy using the erbium: YAG laser system]. Deutsche Zeitschrift für Mund-, Kiefer-und Gesichts-Chirurgie 1991;15:197.

67-Hibst R. Mechanical effects of erbium: YAG laser bone ablation. Lasers Surg Med 1992;12:125.

68-Nelson J, Orenstein A, Liaw L, Berns M. Mid-infrared erbium: YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. Lasers Surg Med 1989;9:362.

69-Walsh Jr J, Deutsch T. Er: YAG laser ablation of tissue: measurement of ablation rates. Lasers Surg Med 1989;9:327.

70-Walsh Jr J, Flotte T, Deutsch T. Er: YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. Lasers Surg Med 1989;9:314.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

71-el-Montaser M, Devlin H, Dickinson M, Sloan P, Lloyd R. Osseointegration of titanium metal implants in erbium-YAG laser-prepared bone. Implant Dent 1999;8:79.

72-el Montaser M, Devlin H, Sloan P, Dickinson M. Pattern of healing of calvarial bone in the rat following application of the erbium-YAG laser. Lasers Surg Med 1997;21:255.

73-Kimura Y, Yu D, Fujita A, Yamashita A, Murakami Y, Matsumoto K. Effects of erbium, chromium: YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. J Periodontol 2001;72:1178.

74-Fried N, Fried D. Comparison of Er: YAG and 9.6-microm TE CO (2) lasers for ablation of skull tissue. Lasers Surg Med 2001;28:335.

75-Kesler G, Romanos G, Koren R. Use of Er: YAG laser to improve osseointegration of titanium alloy implants--a comparison of bone healing. Int J Oral Maxillofacial Implants 2006;21:375.

76-O'Donnell R, Deutsch T, Flotte R, Lorente C, Tomford W, Mankin H, et al. Effect of Er: YAG laser holes on osteoinduction in demineralized rat calvarial allografts. J Orthopae Res 1996;14:108.

77-Sasaki K, Aoki A, Ichinose S, Ishikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er: YAG Laser. Lasers Surg Med 2002;31:322.

78-Sasaki K, Aoki A, Ichinose S, Yoshino T, Yamada S, Ishikawa I. Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er: YAG and CO2 lasers. J Periodontol 2002;73:643.

79-Lewandrowski K, Lorente C, Schomacker K, Flotte T, Wilkes J, Deutsch T. Use of the Er :YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies. Lasers Surg Med 1996;19:40.

80-Pourzarandian A, Watanabe H, Aoki A, Ichinose S, Sasaki K, Nitta H, et al. Histological and TEM examination of early stages of bone healing after Er: YAG laser irradiation. Photomed Laser Surg 2004;22:342.

81-Schwarz F, Olivier W, Herten M, Sager M, Chaker A, Becker J. Influence of implant bed preparation using an Er: YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. J Oral Rehabil 2007;34:273.

82-Romanos G, Crespi R, Barone A, Covani U. Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation. Int J Oral Maxillofacial Implants 2006;21:232.

83-Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. Int J Oral Maxillofacial Implants 1999;14:473.

84-Mouhyi J, Sennerby L, Nammour S, Guillaume P, Van Reck J. Temperature increases during surface decontamination of titanium implants using CO2 laser. Clin Oral Implants Res 1999;10:54.

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]

Laser Applications in Implantology

MotamedianS.R[1], Rohani K[2], Javand F[1], Shirkavand S[1], Khosraviani K[3], Gholipour F[4], Esmaeilnejad A[5], Roozegar M.A[6]

(Received: Accepted:)

Abstract

In modern implantolotology there are several indications for laser. Different laser systems can be applied in soft and hard tissues surgery. In this review, literature was searched for the application of laser in second-stage surgery of implants, treatment of peri-implant bony defects, removal of peri-implant hyperplastic tissues, and the preparation of bone cavities for implant placement. This report describes the application of different laser systems in treatment of peri-implantitis. Our study evaluated in vitro, animal and clinical examinations. The exact selection of the appropriate laser system was dependent on the evaluation of recent literature, the effect of laser on implant surface and, the level of temperatures rise during laser application. Two major advantages of laser which are reduction in bacteria and the cutting effects associated with the coagulation properties of the lasers are the main reasons for laser application in the treatment of peri-implant lesions and can improve the prognosis of ailing implants.

Keywords: Laser, Implant

1. Students research committee, School of Dentistry Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. Gifted and Talented Dental Students Division, Dental school, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3. Proteomics research center, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4. Medical student, School of Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
5. Dept of periodontics, School of Dentistry Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
6. Dept of periodontics, Faculty of Dentistry Medicine, Ilam University of Medical Sciences, Ilam, Iran
**(corresponding author)*

[Downloaded from sjimu.medilam.ac.ir on 2026-11-04]