

## تغییرات حرارتی و سطحی ایمپلنت‌های دندانی با استفاده از وسایل چرخشی و وسیله پیزوالکتریک

### بعد از ایمپلنتوپلاستی: یک مطالعه آزمایشگاهی

دکتر سعید رئوفی\*، دکتر مهرنوش سبزقبايي\*\*، دکتر رضا عمید\*\*\*

#### چکیده

**سابقه و هدف:** پری‌ایمپلنتیت واکنش التهابی غیرقابل برگشت بافت‌های نرم و سخت در اطراف یک ایمپلنت فانکشنال است. یکی از راهکارهای درمانی آن ایمپلنتوپلاستی است. این روش، صاف کردن و پالیش کردن سطوح زبر ایمپلنت‌هایی که به محیط دهان اکسپوز شده‌اند، توسط وسایل چرخشی می‌باشد که باید با احتیاط انجام شود زیرا ممکن است باعث افزایش درجه حرارت در اطراف بدنه ایمپلنت و استخوان احاطه کننده‌اش گردد. هدف از مطالعه حاضر مقایسه میکرومورفولوژی و تغییرات حرارتی بدست آمده از وسایل چرخشی متفاوت و وسیله پیزوالکتریک پس از ایمپلنتوپلاستی بود.

**مواد و روشها:** در مطالعه آزمایشگاهی حاضر ۴۸ سطح فیکسچر Intra lock با شش روش پالیش توسط فرزهای کارباید شش و دوازده پره، فرزهای الماسی با سایز متوسط ذرات ۳۰ و ۹۰ میکرومتر و سرقلم‌های پیزوسرجری OT<sub>1</sub> (سایز ذرات=۹۱ میکرومتر) و OP<sub>5</sub> (سایز ذرات=۳۰ میکرومتر) به صورت منفرد یا متوالی برای ۶۰ ثانیه دریل شدند. تغییرات در حرارت هر ۵ ثانیه ثبت شد. زبری سطوح آماده شده توسط پروفیلومتر برای پارامترهای Ra<sub>1</sub> و Ra<sub>2</sub> (روش پالیش منفرد)، RZ<sub>1</sub> و RZ<sub>2</sub> (روش پالیش متوالی) اندازه‌گیری و سطوح توسط میکروسکوپ الکترونی اسکن کننده field emission ارزیابی شدند.

**یافته‌ها:** تغییرات حرارتی گروه پیزوسرجری تفاوت آماری معنی‌داری با دو گروه دیگر نشان داد (حداکثر افزایش حرارت ۱/۲ °C). تفاوت آماری معنی‌داری بین فرزهای الماسی و کارباید در تغییرات حرارتی دیده نشد و در هر دو گروه حرارت نسبت به نقطه آغاز کاهش داشت. میانگین شاخص Ra در گروه پیزوالکتریک (۱/۵۷±۰/۲۳) بطور مشخصی پایین‌تر از گروه‌های الماسی (P<۰/۰۵، ۲/۴۵±۰/۴۰) و کارباید (P<۰/۰۵، ۲/۱۰±۰/۲۸) بود. همچنین این شاخص در گروه کارباید بطور معنی‌داری پایین‌تر از گروه الماسی بود (P<۰/۰۵). پارامتر RZ<sub>1</sub> در گروه‌های کارباید و الماسی بطور مشخصی بالاتر از گروه پیزوالکتریک بود. تفاوت معنی‌داری بین سه گروه از نظر شاخص RZ<sub>2</sub> دیده شد. حداقل میزان این شاخص در گروه پیزوالکتریک و حداکثر آن در گروه الماسی بود.

**نتیجه‌گیری:** این مطالعه آزمایشگاهی نشان داد که ایمپلنتوپلاستی با وسایل چرخشی و پیزوالکتریک در شرایط خنک‌کننده مناسب، حرارت زیادی تولید نمی‌کند که بتواند باعث صدمه به بافت نرم یا استخوان اطراف ایمپلنت تحت درمان شود. وسیله پیزوالکتریک در روش‌های منفرد و متوالی سطح صاف‌تری را نسبت به فرزها ایجاد کرد که می‌تواند برای ایمپلنتوپلاستی مفید باشد.

**کلید واژگان:** سطح ایمپلنت دهانی، تغییرات حرارتی، پری‌ایمپلنتیت، زبری، ایمپلنتوپلاستی، وسایل چرخشی، وسیله پیزوالکتریک.

تاریخ تأیید مقاله: ۱۳۹۲/۴/۱۲

تاریخ اصلاح نهایی: ۱۳۹۲/۴/۱۱

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۱۰/۲۵

Please cite this article as follows:

Raofi S, Sabzghabaie M, Amid R. Thermal and surface Changes of Dental Implants Following Use of Rotary Instruments and Piezoelectric Devices for Implantoplasty: An In-Vitro Study. J Dent Sch 2013; 31(3): 118-128.

#### مقدمه

یافت می‌شود (۴-۶). این بیماری می‌تواند توسط شرایط بافت‌های اطراف ایمپلنت، طرح ایمپلنت، میزان زبری، مورفولوژی خارجی و نیروی مکانیکی بیش از حد ایجاد شود (۷). گونه‌های میکروبی مرتبط با بیماری پریودنتال با گونه‌های پری‌ایمپلنتیت

پری‌ایمپلنتیت در اطراف ایمپلنت‌های دهانی یک پروسه التهابی است که بافت‌های نرم و سخت را تحت تأثیر قرار می‌دهد و باعث از دست رفتن سریع استخوان ساپورت کننده همراه با خونریزی و خروج چرک می‌شود (۱-۳). پری‌ایمپلنتیت در ۲۸-۵۶٪ از بیماران و ۱۲-۴۳٪ از ایمپلنت‌ها

\*استادیار گروه پرپودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز.

\*\*نویسنده مسئول: دستیار تخصصی گروه پرپودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز. E-mail: [sabzghabaie@yahoo.com](mailto:sabzghabaie@yahoo.com)

\*\*\*استادیار گروه پرپودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.

شباهت دارند (۸ و ۹). ریسک فاکتورهای پری ایمپلنت شامل سابقه پیرودنیت، ژنتیک، دخانیات، مصرف الکل، دیابت، پلاک دندان، بهداشت ضعیف، عمق پاکت در اطراف ایمپلنت، اتصال پروتزی ایمپلنت و زبری سطح قسمت ترانس موکوزال ایمپلنت می باشند (۱۰-۱۳). مهمترین عواملی که بر چسبندگی و ترکیبات باکتریال در سطوح بالا و زیر لثه ایمپلنت‌های دهانی اثر می‌گذارند، عبارتند از: جمعیت میکروبی، جریان بزاق، پلیکل بزاقی و خصوصیات شیمیایی و فیزیکی سطح تیتانیوم، مورفولوژی و زبری سطح (۱۴ و ۱۵).

پری ایمپلنتیت به درمان غیرجراحی به طور موثر پاسخ نمی‌دهد (۱۶). روش‌های جراحی مختلفی برای درمان پری ایمپلنتیت با موفقیت پیشنهاد شده‌اند، اگرچه روش خاصی برپایه شواهد کنونی ترجیح داده نمی‌شود. روش‌های جراحی به دو گروه رژنریتیو و رزکتیو تقسیم‌بندی می‌شوند (۱۷ و ۱۸). هدف درمان رژنریتیو حذف نقص استخوانی در اطراف ایمپلنت توسط تکنیک GBR با استفاده از استخوان یا مواد جایگزین استخوان است. از طرف دیگر هدف درمان رزکتیو حذف پاکت بوسیله تطابق بافت نرم اطراف ایمپلنت با سطح نقص استخوانی می‌باشد (۱۹ و ۲۰).

#### مواد و روشها:

در مطالعه آزمایشگاهی حاضر دو نوع فرز الماسی (SS tapered white, New York, USA) با انتهای روند و (سایز ذرات ۹۰ میکرومتر و ۳۰ میکرومتر) و دو نوع فرز کارباید (SS white, New York, USA)، با انتهای روند و tapered (۶ و ۱۲ پره) برای این مطالعه انتخاب شدند. هندپیس kavo با قدرت ۲۰۰۰ rpm (revolutions perminute) و با جریان آب ۲۵ ml/mm (Kavo, Germany) مورد استفاده قرار گرفت. وسیله پیزوالکتریک (Mectron, Italia) نیز با فرکانس ۲۴۰۰۰ Hz و ۲۴۰۰۰ mode با میزان حمل پمپ پریستالتیک ۱۰۰-۱۵ میلی‌لیتر در دقیقه مورد استفاده قرار گرفت. سرقلم‌های پیزوسرجری OT<sub>1</sub> (سایز ذرات: ۹۱ میکرومتر) و OP<sub>5</sub> (سایز ذرات: ۳۰ میکرومتر) در این مطالعه استفاده شدند. بطور کلی سه روش پالایش در دو مرحله در نظر گرفته شده، هر روش بر روی شانزده سطح بکار برده شد. فرزهای دندان، سرقلم‌های پیزوسرجری و گروه‌ها و روش‌های پالایش مربوط به آنها در جدول شماره ۱ آورده شده‌اند. اندازه‌گیری تغییرات حرارتی در مورد فرز الماسی تکی با انتهای روند و tapered با سایز ذرات ۹۰ میکرومتر، کارباید تکی شش پره با انتهای روند و tapered، سرقلم پیزوسرجری تکی OT<sub>1</sub> (با سایز ذرات ۹۱ μ) انجام شد.

پری ایمپلنتیت به درمان غیرجراحی به طور موثر پاسخ نمی‌دهد (۱۶). روش‌های جراحی مختلفی برای درمان پری ایمپلنتیت با موفقیت پیشنهاد شده‌اند، اگرچه روش خاصی برپایه شواهد کنونی ترجیح داده نمی‌شود. روش‌های جراحی به دو گروه رژنریتیو و رزکتیو تقسیم‌بندی می‌شوند (۱۷ و ۱۸). هدف درمان رژنریتیو حذف نقص استخوانی در اطراف ایمپلنت توسط تکنیک GBR با استفاده از استخوان یا مواد جایگزین استخوان است. از طرف دیگر هدف درمان رزکتیو حذف پاکت بوسیله تطابق بافت نرم اطراف ایمپلنت با سطح نقص استخوانی می‌باشد (۱۹ و ۲۰).

کاهش توانایی چسبیدن پلاک باکتریال به سطح ایمپلنت نیز باید مورد توجه قرار گیرد. این امر به کمک ایمپلنتوپلاستی امکان‌پذیر است. صاف کردن و پالایش کردن سطوح زبر یا حذف رزوه‌های ایمپلنت‌ها بوسیله وسایل چرخشی را ایمپلنتوپلاستی گویند (۱۱).

کلینیسین باید ایمپلنتوپلاستی را با احتیاط انجام دهد زیرا ممکن است باعث افزایش حرارت بدنه ایمپلنت، همچنین استخوان احاطه‌کننده‌اش شود. حرارت آستانه‌ای که باعث نكروز استخوان کورتیکال می‌شود ۴۷ درجه سانتی‌گراد برای یک دقیقه است (۲۱). تنها یک مطالعه تغییرات حرارتی حاصل از ایمپلنتوپلاستی را مورد بررسی قرار داده است. در این مطالعه حداقل تغییرات دما برای فرزهای الماسی و کارباید ۱/۵ درجه سانتی‌گراد ثبت شده است (۱۱).

همچنین هنگام آماده‌سازی ابامنت‌های تیتانیومی با فرزهای تنگستن حرارت ایجاد می‌شود که در نهایت می‌تواند بر روی استخوان اطراف اثر داشته باشد (۲۲). حرارت ایجاد شده تحت تأثیر عواملی چون نوع فرز، زمان کار، فشار، دور در دقیقه (rpm) و خصوصیات توربین قرار می‌گیرد (۱۱). برای انجام این روش اغلب از وسایل چرخشی مختلفی مانند

وزنه صد گرمی توسط نخ دندان به ایمپلنت وصل شد تا یک نیروی ثابت هنگام عمل دریل کردن به فرزندندانی وارد نماید (شکل ۱).

دو بازوی عمودی بر روی صفحه چوبی ثابت شدند و هندپیس یا پیژوسرجری روی یکی از بازوهای افقی قابل تنظیم نصب شدند. ایمپلنت بر روی بازوی افقی دیگر که اجازه حرکت ایمپلنت در تمام جهات را می‌داد ثابت شد. یک

جدول ۱- روش‌های پالیش کردن و کدهای آنها

روش‌های پالیش کردن		
کد	نمونه‌ها	فرزها/سر قلم‌های پیژو
۱	فیکسچر	کار باید / ۶ پره
۲	فیکسچر	الماسی / ۹۰ میکرومتر
۳	فیکسچر	OT <sub>1</sub> / ۹۰ میکرومتر
۴	فیکسچر	کار باید / ۶+۱۲ پره
۵	فیکسچر	الماسی / ۲۰+۹۰ میکرومتر
۶	فیکسچر	OT <sub>1</sub> /OP5 / ۲۰+۹۰ میکرومتر



شکل ۱- طرح آزمایشگاهی: (۱) صفحه چوبی (۲) هندپیس پیژوالکتریک ثابت شده بر روی بازو (۳) بازوی قابل تنظیم نگهدارنده ایمپلنت و (۴) وزنه ۱۰۰ گرمی.

بود. الکترو ترموکوپل (Testo 645, Germany) در کانال کروئالی ایمپلنت دندانی قرار گرفته، با یک قطعه کامپوزیت ایزوله شد (شکل ۲).

در حقیقت دلیل انتخاب این وزنه خاص مطابقت آن با میانگین فشار اندازه‌گیری شده در نوک فرز هنگام تراش دندان بصورت کلینیکی بود (۱۱). بازوها طوری تنظیم شدند که قسمت فعال دریل هنگام آزمایش با ایمپلنت در تماس



شکل ۲- طرح آزمایشگاهی: (۱) هندپیس متصل به بازوی ثابت (۲) ایمپلنت متصل به بازوی قابل تنظیم (۳) الکترو ترموکوپل متصل به ایمپلنت.

## یافته‌ها:

یک اندازه‌گیری اولیه دما به عنوان حد پایه در نظر گرفته شد. سپس تغییرات دما در هر زمان نسبت به رفرنس اولیه بدست آمد. بر اساس مدل داده‌های تکراری، روند تغییرات دما بین سه گروه مشابه بود و به عبارتی اثر متقابل مشخصی بین سه گروه در طول زمان وجود نداشت ( $P=0/072$ ). همچنین تفاوت معنی‌داری بین میانگین کلی تغییرات دما نسبت به حد پایه طی زمان بین سه گروه مشاهده شد که group effect نام دارد ( $P=0/001$ ). بدون در نظر گرفتن اثر سه روش، میانگین تغییرات دما طی زمان بین سه گروه تغییر کرد که time effect نامیده می‌شود ( $P=0/006$ ).

هنگام کاربرد فرزهای الماسی و فرز کاربرد، در ابتدا درجه حرارت به میزان  $3/9^{\circ}\text{C}$  نسبت به حد پایه کاهش یافت و در تمام مدت زمان آزمایش ۶۰ ثانیه سایش، پایین‌تر از حد پایه باقی ماند. پس از چند ثانیه حرارت شروع به بالا رفتن کرد و بعد از ۴۵ ثانیه کاهش یافت و تا آخر پالایش ثابت و منفی باقی ماند (نمودار ۱).

هنگام کاربرد پیژوسرجری در ۵ ثانیه اول، درجه حرارت به میزان  $0/5^{\circ}\text{C}$  نسبت به حد پایه افزایش یافت و در ثانیه ۲۰، افزایش حرارت به  $1/2^{\circ}\text{C}$  رسید و تا آخر پالایش ثابت و مثبت باقی ماند (نمودار ۱).

بر اساس آزمون مقایسات چندگانه Tukey، گروه پیژوالکتریک تغییرات آماری معنی‌داری را با گروه‌های کاربرد ( $P=0/003$ ) و الماسی ( $P=0/002$ ) نشان داد اما تفاوت مشخصی بین گروه‌های الماسی و کاربرد در تمام زمان‌ها وجود نداشت.

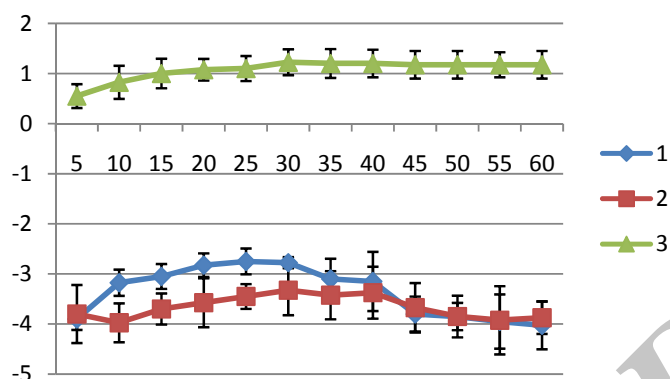
با در نظر گرفتن Ra هیچ‌گونه اثر متقابلی بین روش‌ها و گروه‌ها وجود نداشت یا به عبارتی میانگین تغییرات ایجاد شده در Ra پس از پالایش کردن به یک اندازه بود ( $P=0/494$ ) (نمودار ۲). بدون در نظر گرفتن این که افراد در کدام گروه قرار دارند، پالیشینگ بطور مؤثری میانگین Ra را کاهش داد. میانگین  $Ra_1$  در کل نمونه‌ها  $(2/41 \pm 0/57)$  به طور معنی‌داری بیشتر از میانگین  $R2$   $(1/66 \pm 0/46)$  بود ( $P<0/001$ ). بطور کلی میانگین Ra بین سه گروه تفاوت آماری معنی‌داری داشت ( $P<0/001$ ). در این راستا و بر اساس آزمون Tukey مشخص شد که میانگین این شاخص در گروه پیژوالکتریک میانگین این شاخص در گروه

ترموکوپل، سنسوری برای اندازه‌گیری حرارت است که از دو فلز غیرمشابه تشکیل شده که در یک انتها به هم متصل هستند. هنگامی که محل اتصال دو فلز سرد یا گرم می‌شود ولتاژی تولید می‌گردد که به حرارت مربوطه باز می‌گردد. در این تحقیق معیار اندازه‌گیری دما درجه سلسیوس ( $^{\circ}\text{C}$ ) بود. توربین یا پیژوسرجری در وضعیت idle قرار داده شدند. سپس توکوپل روشن شد تا این که یک درجه حرارت ثابت را نشان دهد (نقطه آغاز). بلافاصله پس از آن هر قسمت از ایمپلنت‌ها برای ۶۰ ثانیه بوسیله آب خنک‌کننده فراوان با حرکات پوشاننده جارویی به صورت کروئوپیکالی پالایش شدند. حرارت هر ۵ ثانیه با ترموکوپل تعیین گردید. فرزها یا سرقلم‌های پیژوسرجری بعد از دو دقیقه استفاده، تعویض شدند. پس از پالایش کردن، ایمپلنت‌ها از نگهدارنده درآورده شده، جهت زبری و مورفولوژی تحت بررسی قرار می‌گرفتند. برای هر قسمت، اندازه‌گیری‌های زبری دو خط موازی با فاصله ۲ میلی‌متر بوسیله پروفایلومتر انجام شد (Hommel werke, Schwenningen, Germany).

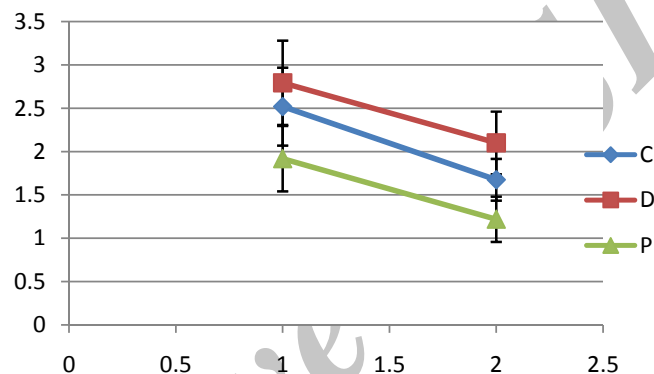
Ra که به متوسط انحراف در مقطع عرضی از خط میانگین دلالت دارد و Rz که میانگین ارتفاع‌های قله-به-دره در ارزیابی طولی می‌باشد، به عنوان پارامترهای زبری اندازه‌گیری شدند. متوسط اندازه‌گیری‌های زبری دو خط موازی محاسبه و برای آنالیز آماری مورد استفاده قرار گرفتند.  $Ra_1$  و  $Rz_1$  برای اندازه‌گیری زبری در مرحله اول بکار رفتند (برای روش پالایش منفرد). سپس ایمپلنت‌ها توسط نوار چسبنده کربنی روی فویل آلومینیومی قرار داده شدند و سطوح توسط میکروسکوپ الکترونی اسکن‌کننده با زمینه منتشر (FESEM) (S4160, Hitachi, Japan) در 20 KV emission scanning electron microscope از طریق Secondary electron detection mode مشاهده گردیدند. سپس ایمپلنت‌ها بر روی بازو ثابت شده، سطوح دوباره با استفاده از توالی فرزها پالایش شدند. اندازه‌گیری  $Ra_2$  و  $Rz_2$  (برای روش پالایش متوالی) و مشاهدات FESEM در این مرحله نیز انجام گرفت.

متوسط زبری و تغییرات حرارتی بین گروه‌ها در طول زمان توسط روش Repeated Measures ANOVA محاسبه شد. آزمون Post Hoc Tukey به منظور تعیین تفاوت بین گروه‌ها مورد استفاده قرار گرفت.  $P<0/05$  از نظر آماری معنی‌دار در نظر گرفته شد.

پیزوالکتریک (۱/۵۳±۰/۲۳) بطور معنی‌داری کمتر از گروه الماسی (۲/۴۵±۰/۴۰, P<۰/۰۰۱) و کارباید (۲/۱۰±۰/۲۸) بود.



نمودار ۱- تغییرات حرارتی حاصل از وسایل مختلف آزمایش شده، (۱) فرز الماسی- میانگین (۲) فرز کارباید- میانگین (۳) پیزوالکتریک- میانگین

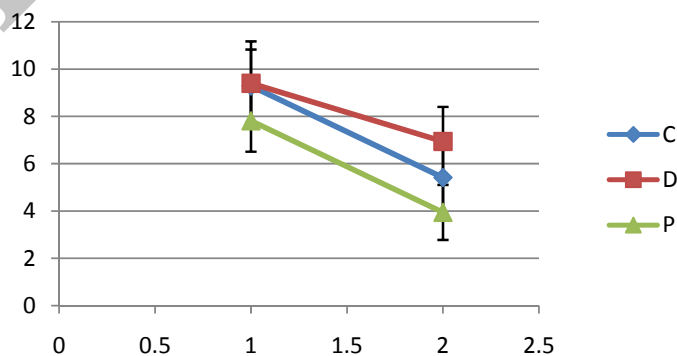


نمودار ۲- میانگین تغییرات Ra هنگام روش پالایش متوالی

C=Carbide group, D=Diamond group, P=Piezoelectric group, 1=Ra1, 2=Ra2

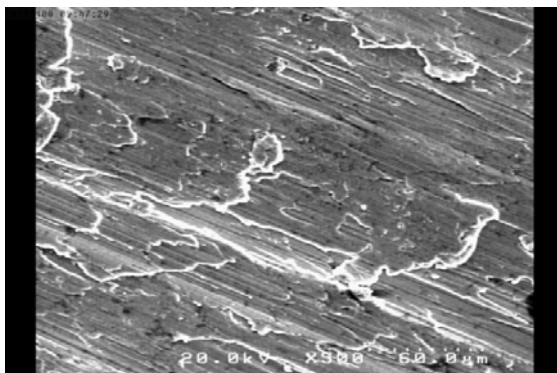
بدین معنی که میانگین تغییر در  $RZ_2$  بین سه گروه مشابه نبود. به همین دلیل از تحلیل زیر گروهی subgroup analysis برای مقایسه استفاده شد (نمودار ۳).

این شاخص در گروه کارباید بطور معنی‌داری کمتر از گروه الماسی بود ( $P=۰/۰۰۸$ ). در مقایسه میانگین شاخص RZ بین سه گروه و در دو وضعیت پالیشینگ، یک اثر متقابل معنی‌دار بین روش‌ها و گروه‌ها وجود داشت ( $P=۰/۰۰۵$ ).

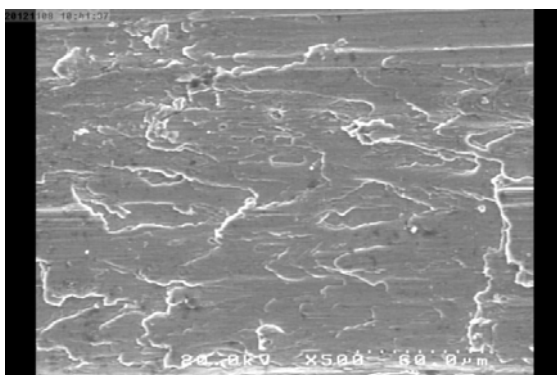


نمودار ۳- میانگین تغییرات Rz هنگام روش پالایش متوالی

C=Carbide group, D=Diamond group, P=Piezoelectric group, 1=Rz1, 2=Rz2



(a)



(b)

شکل ۴- پالایش کردن متوالی توسط فرزهای الماسی (a) فرز الماسی با سایز ذرات ۹۰ میکرومتر، (b) فرز الماسی با سایز ذرات ۳۰+۹۰ میکرومتر. بزرگنمایی ۵۰۰×

جدول شماره ۳، میانگین و انحراف معیار پارامترهای  $Ra_2$  و  $Rz_2$  مربوط به سطوح پالایش شده توسط توالی وسایل را نشان می‌دهد. تصاویر ۳b، ۴b و ۵b اشکال مربوط به سطوح پالایش شده توسط توالی وسایل را نشان می‌دهند.

جدول ۳- پارامترهای زبری در روش‌های پالایش متوالی

کد	$Ra_2 \pm SD$	$Rz_2 \pm SD$
۴	$1/675 \pm 0/2408$	$5/413 \pm 1/7561$
۵	$2/100 \pm 0/3615$	$6/944 \pm 1/4633$
۶	$1/219 \pm 0/2613$	$3/944 \pm 1/1627$

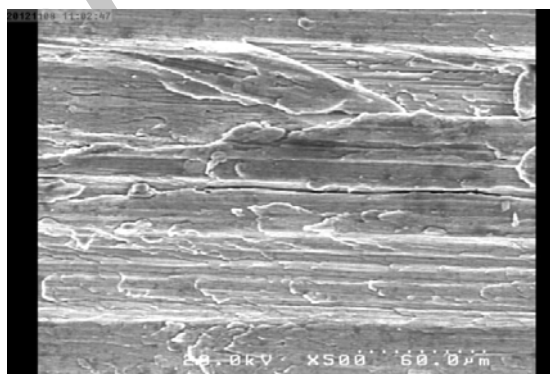
در تصاویر FESEM (بزرگنمایی ۵۰۰) فرزهای تکی سطوحی موجی شکل ایجاد کردند (شکل ۳a و ۴a). در صورتی که اثر موج‌ها با استفاده از توالی فرز کاهش یافت (شکل ۳b و ۴b).

$Rz_1$  در گروه‌های کارباید الماسی با یکدیگر اختلاف معنی‌داری نداشتند ( $P=0/977$ ). ولی این شاخص در گروه‌های الماسی و کارباید به طور مشخصی بیشتر از گروه پیزوالکتریک بود (به ترتیب  $P=0/016$ ،  $P=0/027$ ). از طرف دیگر بین گروه‌ها تفاوت مشخصی از نظر شاخص  $Rz_2$  وجود داشت. بطوری که حداقل پارامتر  $Rz_2$  در گروه پیزوالکتریک و حداکثر آن در گروه الماسی دیده شد.

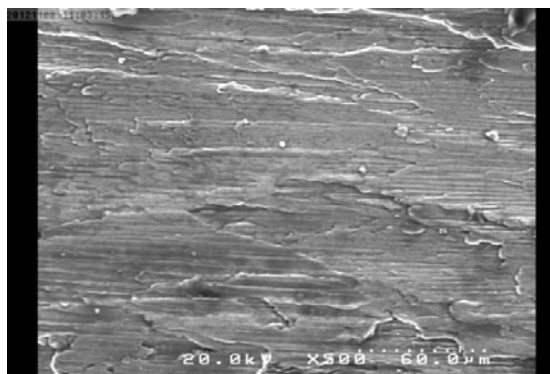
جدول شماره ۲، میانگین و انحراف معیار پارامترهای زبری  $Ra_1$  و  $Rz_1$  مربوط به سطوح پالایش شده توسط فرز و سرقلم منفرد و تصاویر ۲a، ۴a و ۵a نیز سطوح پالایش شده را نشان می‌دهند.

جدول ۲- پارامترهای زبری در روش‌های پالایش منفرد

کد	$Ra_1 \pm SD$	$Rz_1 \pm SD$
۱	$2/519 \pm 0/4490$	$9/288 \pm 1/5444$
۲	$2/794 \pm 0/4864$	$9/400 \pm 1/7780$
۳	$1/919 \pm 0/3781$	$7/813 \pm 1/2997$



(a)



(b)

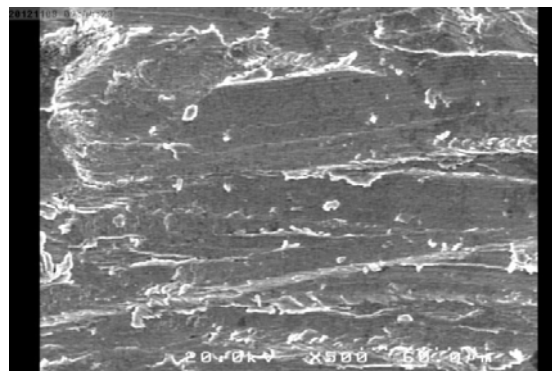
شکل ۳- پالایش کردن متوالی توسط فرزهای کارباید (a) فرز کارباید شش پره (b) فرزهای کارباید شش پره+دوازده پره بزرگنمایی ۵۰۰×

بافت مجاور ایمپلنت برجای گذارد. شوک حرارتی در  $42^{\circ}\text{C}$  باعث تغییرات موقتی در استئوبلاست‌ها می‌شود (۲۵). با این وجود تنها یک مطالعه تغییرات حرارتی حین ایمپلنتوپلاستی را مورد بررسی قرار داده است. در مطالعه‌ای توسط Sharon و همکاران در سال ۲۰۱۳، اثر بخشی و تغییرات حرارتی حین ایمپلنتوپلاستی توسط انواع فرزها (کارباید و الماسی) مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که انتخاب فرز مناسب باعث کاهش زمان کارکرد می‌شود. همچنین ایمپلنتوپلاستی تحت شرایط اسپری آب خنک کننده مناسب، تغییرات حرارتی اندکی ( $1/5^{\circ}\text{C}$ ) ایجاد کرده، به عنوان روش ایمن در نظر گرفته شد (۱۱).

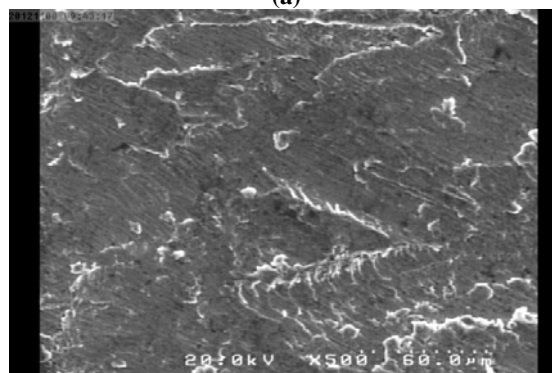
Orimianar و همکاران (۲۰۰۰) نشان دادند که هنگام Setting آکریل‌های خود پلیمریزه شونده که بطور مستقیم بر روی اباتمنت ایمپلنت به کار برده شدند، متوسط حداکثر افزایش حرارت در حفاصل ایمپلنت-استخوان  $4-5^{\circ}\text{C}$  بود (۲۶). یک مطالعه افزایش درجه حرارت  $1^{\circ}\text{C}$  را در ناحیه حفاصل به هنگام آماده‌سازی اباتمنت توسط فرزهای الماسی با دانه‌های متوسط ثبت کرد (۲۲). نشان داده شده است که تغییر در حرارت دهان بوسیله غذا یا نوشیدنی‌های داغ می‌تواند حرارت ایمپلنت و استخوان اطراف را تحت تأثیر قرار دهد (۲۷). در نتیجه بر اساس مطالعاتی که گفته شد رابطه مستقیمی میان حرارت قسمت کرونا ایمپلنت و استخوان اطراف وجود دارد.

در این مطالعه به دلیل عدم ثبات ترموکوپل روی سطح ایمپلنت، الکتروود در کانال کرونا ایمپلنت قرار داده شد، برای شبیه‌سازی هرچه بیشتر شرایط دهان پیشنهاد می‌شود مطالعات دیگر تغییرات درجه حرارت در حفاصل ایمپلنت و استخوان اندازه‌گیری شوند.

وقتی که پری ایمپلنتیت اتفاق می‌افتد، سطح تیتانیوم به حفره دهان اکسپوز شده، توسط پلاک باکتریال پوشیده می‌شود. بنابراین پالیش کردن سطح اکسپوز به حفره دهان برای جلوگیری از عفونت مجدد و تسهیل رعایت بهداشت دهان در درمان بیماری اطراف ایمپلنت توصیه می‌شود. چسبندگی میکروب‌ها به بایومتریال مرتبط با عواملی چون انرژی آزاد سطحی، ترکیب شیمیایی و بی‌نظمی‌های سطح ماده می‌باشد. علاوه بر این، اثر زبری سطح بر تجمع پلاک در مقایسه با انرژی آزاد سطحی مهمتر است. چسبندگی باکتریال نمی‌تواند زیر حد آستانه زبری پذیرفته شده ( $200\text{ nm}$ ) کاهش یابد (۲۸ و ۱۰). ترکیباتی که جهت ضدعفونی سطح



(a)



(b)

شکل ۵- پالیش کردن متوالی سر قلمهای پیزوالکتریک. (a) سایز ذرات ۹۱ میکرومتر، (b) سایز ذرات  $30+90$  میکرومتر. بزرگنمایی  $\times 500$ .

#### بحث:

در مطالعه حاضر تفاوت آماری معنی‌داری از لحاظ تغییرات حرارتی بین فرز کارباید و الماسی وجود نداشت. در هر دو گروه در ابتدای کار حرارت افت زیادی کرد که به علت فشار آب و هوای توربین بود. در حین کار به علت تماس فرز هنگام صاف کردن رزوه‌ها افزایش حرارت مشاهده شد که در مورد فرز کارباید ( $0/4^{\circ}\text{C}$ ) کمتر از فرز الماسی ( $^{\circ}\text{C}$ ) بود. در پایان کار به دلیل صاف شدن سطح، دما کاهش یافت. گروه پیزوسرجری تفاوت آماری معنی‌داری با دو گروه قبل داشت و حداکثر افزایش حرارت در آن  $1/2^{\circ}\text{C}$  بود که تا پایان پالیش ثابت ماند. این امر به علت ماهیت اولتراسونیک دستگاه و عدم وجود فشار هوا می‌باشد. یکی از مزایای عمده دستگاه پیزوالتریک در این درمان عدم نیاز به فلپ جراحی است.

ایمپلنتوپلاستی به دلیل احتمال افزایش حرارت یک چالش کلینیکی است. حرارت می‌تواند اثری منفی بر استخوان و

پنبه+ سالیین استریل) اثرات مشخصی در نتایج کلینیکی ۶ ماه و ۲ سال پس از درمان نداشتند (۳۱ و ۳۲).

Rimondini و همکاران (۲۰۰۰) اثربخشی فرزهای کارباید و الماسی و توالی فرز را در برداشت پوشش titanium plasma sprayed از سطوح فیکسچر بررسی کردند. اثر زبر کردن فرز الماسی با سایر ذرات متوسط ۸ میکرومتر و فرزکار باید ۲۰ پره قابل توجه بودند. برداشت مؤثر پوشش titanium plasma sprayed توسط فرزهای الماسی با سایز ذرات متوسط ۱۵ میکرومتر و ۳۰ میکرومتر و فرزهای کارباید ۱۲ و ۱۶ پره بدست آمد که به صورت متوالی استفاده شده بودند (۱۴). سایز ذرات الماسی و تعداد پره‌های فرزها و نوع ایمپلنت‌ها با مطالعه حاضر متفاوت بود و ایمپلنتوپلاستی با روش دستی انجام شده بود که همگی بر روی نتایج تأثیرگذار هستند.

Unursaikhan و همکاران (۲۰۱۲) زبری سطوح تیتانیوم آماده شده توسط وسایل بهداشتی مختلف را مقایسه کردند. وسایل شامل اسکیلر اولتراسونیک و پیزوالکتریک با نوک فلزی به تازگی تولید شده (NS group)، اسکیلر اولتراسونیک پیزوالکتریک با نوک معمولی (CS group)، اسکیلر اولتراسونیک پیزوالکتریک صاف کننده سطح ریشه با نوک معمولی (PR group)، کورت دستی پلاستیکی (pH Group) بودند. میکروسکوپ الکترونی تغییرات مشخصی را در سطوح تیتانیومی در گروه‌های pH و NS نشان داد. تمام محل‌های PR و CS، texture اصلی خود را از دست داده بودند و سطوح نامنظمی داشتند. شاخص‌های زبری (Rz, Ra) سطوح تیتانیومی در تمام گروه‌ها بجز NS و pH افزایش یافت (۳۳).

Meier و همکاران (۲۰۱۲) کارایی و اثربخشی وسایل چرخشی مختلف را در صاف کردن سطوح ایمپلنت میکرو خشن مقایسه کردند. بدون توجه به طرح دریل (کروی یا مخروطی) تمام وسایل چرخشی مورد استفاده در این مطالعه تغییرات آشکاری را هم در زمان آماده‌سازی و هم در شاخص‌های Rz و Ra نشان دادند. زمان موردنیاز برای آماده‌سازی با شاخص‌های زبری رابطه‌ای نداشت. در مقایسه با وسایل برنده کارباید کروی دارای شیارهای عرضی، وسایل برنده مخروطی دارای کمترین میانگین شاخص زبری بودند (کمتر از یک میکرون) (۱۹). فرزهای مورد استفاده در این مطالعه کارباید کروی یا مخروطی با طرح پره‌های خاص بودند که با مطالعه حاضر متفاوت بود.

ایمپلنت مورد استفاده قرار می‌گیرند شامل هیدروژن پراکساید ۱۰٪، کورت‌های تفلون یا پوشش داده شده با تیتانیوم، سدیم کربنات ساینده پودر- هوا، گازهای جراحی آغشته به سالیین، ژل مترونیدازول، محلول تتراسیکلین هیدروکلراید، ساینده پودر- هوا به تنهایی یا در ترکیب با لیزر CO<sub>2</sub>، وسایل اولتراسونیک و رابریک چرخنده تحت شستشوی کلرگزیدین هستند (۲۹).

مطالعه حاضر میکرومورفولوژی سطح ایمپلنت پس از پالیش کردن سطح تیتانیومی ایمپلنت‌های Intra Lock را مورد بررسی قرار داد. این تحقیق نشان داد که پالیش کردن سطح ایمپلنت با استفاده از فرزها و سرقلم‌های پیزوسرجری امکانپذیر می‌باشد. اگرچه ایمپلنتوپلاستی توسط وسیله پیزوالکتریک سطوح یکنواخت‌تر با زبری کمتری ایجاد کرد. به طور کلی، پالیش کردن به عوامل مختلفی چون زمان، فشار، طرح، سایز و تعداد پره‌ها، سایز ذرات و همچنین توالی فرزها وابسته است (۱۴). در این مطالعه اثر موجی شکل بر روی سطوح پالیش شده توسط فرزهای کارباید و الماسی مشاهده شد که ممکن است به دلیل توانایی فرز در برداشت قطعات بزرگ تیتانیوم باشد. این امواج احتمالاً علت پراکندگی بیشتر داده‌های Rz و Ra در این گروه‌ها هستند. فرزهای کروی به دلیل خصوصیت هندسی‌شان، بر روی یک سطح حداقل در ناحیه انتهایی کار می‌کنند. ولی فرزهای tapered یک سطح تماس با ایمپلنت را حفظ می‌کنند، که این امر دلیل شکل برشی بهتر آنها می‌باشد. این فرزها همچنین قادر به ایجاد سطوح صاف حتی در فواصل محدود هستند.

Romeo و همکاران (۲۰۰۵) نشان دادند که درمان رزکتیو همراه با ایمپلنتوپلاستی دارای اثر مثبت و بقای ایمپلنت، همچنین پارامترهای کلینیکی پری‌ایمپلنتیت، عمق پروب، خونریزی از سالکوس و خروج چرک می‌باشد (۱). مطالعه دیگری دو مورد که دارای ضایعات پری ایمپلنتیت لوکانیزه بودند را گزارش کرد. جهت حذف آلودگی سطح، ایمپلنتوپلاستی و به دنبال آن تتراسیکلین موضعی همراه با (GBR) بازسازی هدایت شده استخوان استفاده شد. در هر دو مورد، روش‌ها در توقف بیماری و بازسازی ضایعه استخوانی موفقیت‌آمیز بودند (۳۰). در یک کارآزمایی تصادفی کنترل شده، ایمپلنتوپلاستی علاوه بر روش جراحی رزرنیتویو استفاده شد. اگرچه روش دبریدمان و ضدعفونی سطح (لیزر ER:YAG در مقایسه با کورت پلاستیکی+ رول



دیگر وسیله پیزوالکتریک سطوح صاف‌تری را در روش‌های منفرد یا متوالی در مقایسه با فرزها تولید کرد.

#### تقدیر و تشکر:

مقاله حاضر منتج از پایان‌نامه دانشجویی مهنوش سبزقبائی با شماره طرح ۴۳۲۶ در دانشگاه علوم پزشکی شیراز می‌باشد. مراحل آماری آن توسط دکتر مهرداد وثوقی در مرکز توانمندسازی پژوهش دانشکده دندانپزشکی انجام گرفته که بدین وسیله از زحمات ایشان قدردانی می‌شود.

همچنین از مرکز توانمندسازی پژوهش دانشگاه علوم پزشکی شیراز، ایران و خانم کیوان شکوه جهت ویرایش انگلیسی مقاله تشکر می‌گردد.

از معایب ایمپلنتوپلاستی می‌توان به ایجاد ذرات کوچکی که باعث اثر جانبی شبه تاتو می‌شوند اشاره کرد. علاوه بر این ذرات ممکن است در تشکیل آئروسول با اثرات بالقوه مضر شرکت نمایند.

#### نتیجه‌گیری:

این مطالعه آزمایشگاهی نشان داد که تحت شرایط خنک‌کننده مناسب، ایمپلنتوپلاستی توسط وسایل چرخشی و پیزوالکتریک باعث افزایش حرارتی نمی‌شود که بتواند به بافت نرم و استخوان اطراف ایمپلنت تحت درمان صدمه وارد کند. همچنین هنگام ایمپلنتوپلاستی وقتی که فرزهای کاریباید و الماسی بطور متوالی استفاده شوند، می‌توانند سطوح ایمپلنت با زبری قابل قبولی را ایجاد کنند. از طرف

#### References

1. Romeo E, Ghisolfi M, Murgolo N, Chiapasco M, Lops D, Vogel G. Therapy of peri-implantitis with resective surgery A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. Clin Oral Implants Res 2005;16: 9-18.
2. Prathapachandran J, Suresh N. Management of Peri-implantitis. Dent Res J (Isfahan) 2012; 9: 516-521.
3. Algraffee H, Borumandi F, Cascarini L. Peri-implantitis. Br J Oral Maxillofac Surg 2012;50: 689-694.
4. Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S. Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. J Clin Periodontol 2006; 33: 290-295
5. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res 2005;16: 326-334.
6. Fransson C, Lekholm U, Jemt T, Berglundh T. Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. Clin Oral Implants Res 2005;16: 440-446.
7. Bowen Antolín A, Pascua García Mt, Nasimi A. Infections in Implantology: from prophylaxis to treatment. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2007; 12: 323-330.
8. Ata-Ali J, Candel-Marti ME, Flichy-Fernández AJ, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martinez JF, Penarrocha Diago M. Peri-implantitis: associated microbiota and treatment. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2011; 16: 937-943.
9. Dhir S. Biofilm and dental implant: The microbial link. J Indian Soc Periodontol 2013; 17: 5-11.
10. Amoroso PF, Adams RJ, Waters MG, Williams DW. Titanium surface modification and its effect on the adherence of Porphyromonas gingivalis: an in vitro study. Clin Oral Implants Res 2006; 17: 633-637.
11. Sharon E, Shapira L, Wilensky A, Abu-Hatoum R, Smidt A. Efficiency and Thermal Changes during Implantoplasty in Relation to Bur Type. Clin Implant Dent Relat Res 2013; 15: 292-296.
12. Nguyen-Hieu T, Borghetti A, Aboudharam G. Peri-implantitis: from diagnosis to therapeutics. J Investig Clin

- Dent 2012; 3:79-94.
13. Tomasi C, Derks J. Clinical research of peri-implant diseases--quality of reporting, case definitions and methods to study incidence, prevalence and risk factors of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol* 2012; 39: 207-223.
  14. Rimondini L, Cicognani Simoncini F, Carrassi A. Micro-morphometric assessment of titanium plasma-sprayed coating removal using burs for the treatment of peri-implant disease. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11: 129-138.
  15. Barbour ME, O'Sullivan DJ, Jenkinson HF, Jagger DC. The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation of titanium abutments. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18: 1439-1447.
  16. Romanos GE, Weitz D. Therapy of peri-implant diseases. Where is the evidence? *J Evid Based Dent Pract* 2012; 12: 204-208.
  17. Bidra AS. No reliable evidence suggesting what is the most effective interventions for treating **peri-implantitis**. *Evid Based Dent* 2012; 13: 50-51.
  18. Okayasu K, Wang HL. Decision tree for the management of periimplant diseases. *Implant Dent* 2011; 20: 256-261.
  19. Meier RM, Pfammatter C, Zitzmann NU, Filippi A, Kühl S. Surface quality after implantoplasty. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2012; 122: 714-724.
  20. Renvert S, Polyzois I, Claffey N. Surgical therapy for the control of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 84-94.
  21. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 101-107.
  22. Gross M, Laufer BZ, Ormianar Z. An investigation on heat transfer to the implant-bone interface due to abutment preparation with high-speed cutting instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 207-212.
  23. Seshan H, Konuganti K, Zope S. Piezosurgery in periodontology and oral implantology. *J Indian Soc Periodontol* 2009; 13: 155-156.
  24. Schütz S, Egger J, Kühl S, Filippi A, Lambrecht JT. Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012; 41: 1338-1343.
  25. Li S, Chien S, Branemark PI. Heat shock-induced necrosis and apoptosis in osteoblasts. *J Orthop Res* 1999; 17: 891-899.
  26. Ormianar Z, Laufer BZ, Nissan J, Gross M. An investigation of heat transfer to the implant-bone interface related to exothermic heat generation during setting of autopolymerizing acrylic resins applied directly to an implant abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15: 837-842.
  27. Feuerstein O, Zeichner K, Imbari C, Ormianer Z, Samet N, Weiss EI. Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 629-33.
  28. Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CH. Biofilm on dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 616-626.

29. de Waal YC, Raghoobar GM, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ, Winkel EG, van Winkelhoff AJ. Implant decontamination during surgical peri-implantitis treatment: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *J Clin Periodontol*. 2013; 40:186-195.
30. Suh JJ, Simon Z, Jeon YS, Choi BG, Kim CK. The use of implantoplasty and guided bone regeneration in the treatment of peri-implantitis: two case reports. *Implant Dent* 2003; 12: 277-282.
31. Schwarz F, Sahm N, Iglhaut G, Becker J. Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol* 2011; 38: 276-284.
32. Schwarz F, John G, Mainusch S, Sahm N, Becker J. Combined surgical therapy of peri-implantitis evaluating two methods of surface debridement and decontamination. A two-year clinical follow up report. *J Clin Periodontol* 2012; 39: 789-797.
33. Unursaikhan O, Lee JS, Cha JK, Park JC, Jung UW, Kim CS et al. Comparative evaluation of roughness of titanium surfaces treated by different hygiene instruments. *J Periodontal Implant Sci* 2012; 42: 88-94.

Archive of SID