

بررسی میزان تطابق لبه‌ای روکش‌های زیرکونیایی Zirkonzahn در مقایسه با روکش‌های متال سرامیک قبل و بعد از پخت پرسن

دکتر حسین کرمانی*، دکتر حسن سازگارا^۱، دکتر کاوه سیدان^۲، دکتر مهدی جوان^۳

چکیده

مقدمه: امروزه روکش‌های متال سرامیک پر مصرف‌ترین رستوریشن‌های با پوشش کامل تاجی می‌باشند. اخیراً سرامیک اکسید زیرکونیوم به عنوان جایگزینی برای زیرساخت فلزی به حیطه دندان پزشکی وارد شده است. هدف از این پژوهش، بررسی میزان تطابق لبه‌ای روکش‌های زیرکونیایی Zirkonzahn و متال سرامیک با آلیاژ غیر قیمتی، قبل و بعد از پخت پرسن بوده است.

مواد و روش‌ها: ابتدا یک دای فلزی شبیه دندان انسیزور میانی فک بالا با خط خاتمه تراش چمفر آماده گردید. ۱۰ کوپینگ Zirkonzahn (گروه Z) و ۱۰ کوپینگ فلزی از جنس آلیاژ بیس متال NNB (گروه M) به شکل یکسان بر روی این دای ساخته شد. پس از مشاهده گپ، پرسن با ابعاد یکسان بر روی کوپینگ‌ها قرار داده شد (گروه‌های MP و ZP). میزان تطابق لبه‌ای بر روی دای فلزی با دستگاه Stereomicroscope با بزرگنمایی ۵۷x بررسی گردید. اطلاعات به دست آمده با آزمون‌های آماری Paired Samples One-Sample Kolmogorov-Smirnov، T-Test، Anova و Post Hoc Scheffe مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: گروه Z با میانگین ۳۷/۰۷، انحراف معیار ۱۸/۹۲ و محدوده ۰-۷۸ میکرومتر، گروه M با میانگین ۵۰/۶۸، انحراف معیار ۳۱/۲۴ و محدوده ۰-۱۳۶ میکرومتر، گروه ZP با میانگین ۳۶/۹۶، انحراف معیار ۲۱/۷۳۵ و محدوده ۰-۸۷ میکرومتر و گروه MP با میانگین ۶۳/۷، انحراف معیار ۳۷/۹۶۱ و محدوده ۰-۱۷۱ میکرومتر. میزان تطابق لبه‌ای روکش‌های زیرکونیایی به طور معنی‌داری بیشتر از بیس متال بود. مراحل پخت پرسن فقط تطابق لبه‌ای روکش‌های متال سرامیک را به طور معنی‌داری کاهش داد.

نتیجه‌گیری: با توجه به محدودیت‌های این پژوهش، میزان تطابق لبه‌ای روکش‌های زیرکونیایی Zirkonzahn و متال سرامیک با آلیاژ غیر قیمتی قبل و بعد از پخت پرسن همه در حد استاندارد قابل قبول بالینی و کمتر از ۱۰۰ میکرومتر بود. میانگین تطابق لبه‌ای روکش‌های زیرکونیایی بیشتر از متال سرامیک بود. تطابق لبه‌ای روکش‌های متال سرامیک به طور معنی‌داری طی مراحل پخت پرسن کاهش پیدا کرد.

کلید واژه‌ها: پرسن دندان، تطابق لبه‌ای، زیرکونیا، متال سرامیک.

* استادیار، بخش پروتزهای دندانی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران. (مؤلف مسؤول)
hossein_kermani@yahoo.com

۱: دانشیار، مدیر گروه بخش پروتزهای ثابت و اکلوزن، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۲ استادیار، سرپرست بخش فلوشیپ پرستوایمپلنت، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

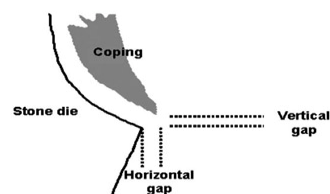
۳ استادیار، بخش پروتزهای دندانی، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران.

این مقاله در تاریخ ۸۸/۹/۲۳ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۸۸/۱۲/۴ اصلاح شده و در تاریخ ۸۸/۱۲/۱۸ تأیید گردیده است.

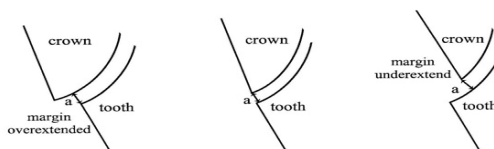
مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان
۱۳۸۹، ۱۹ (۱): ۲۷ تا

مقدمه

بررسی تطابق لبه‌ای رستوریشن‌های دندانی به منظور تضمین کارایی بالینی آنها بسیار حایز اهمیت می‌باشد. بنابراین همواره سعی بر آن بوده است که میزان گپ لبه‌های رستوریشن به حداقل رسانده شود. حل شدن سمان در طی زمان، باعث ایجاد فضای خالی بین دندان و رستوریشن خواهد گردید که ممکن است مرکزی برای تجمع پلاک شده، در نتیجه التهاب بافت‌های پریودنتال، پوسیدگی، افزایش مایع شیار لثه‌ای، تخریب استخوان آلوئول و در نهایت شکست درمان ایجاد گردد [۴-۱]. Mclean و Vonfraunhofer [۵]، میزان گپ مجاز را $120 \mu m$ دانسته‌اند. سایر پژوهشگران [۸-۶]، تا $100 \mu m$ را از نظر بالینی قابل قبول دانسته‌اند. در مورد نحوه اندازه‌گیری گپ نظرات مختلفی وجود دارد. Sorensen [۹]، گپ را به دو بخش عمودی و افقی تقسیم بندی نمود (شکل ۱). با این وجود، Holmes و همکاران [۱۰] گپ را به صورت فاصله بین سطح داخلی رستوریشن و سطح خارجی تراش دندان تعریف نمودند (شکل ۲). Groten و همکاران [۶] در پژوهش خود تا 30° اختلاف با مسیر مشاهده گپ در تکنیک Holmes را قابل قبول دانستند و نشان دادند که اندازه‌گیری گپ با میکروسکوپ نوری و الکترونی تفاوت معنی‌داری ندارد و با هر دو روش می‌توان گپ را به طور قابل قبولی اندازه‌گیری نمود [۷].



شکل ۱: نحوه اندازه‌گیری گپ از دید Sorensen



شکل ۲: نحوه اندازه‌گیری گپ از دید Holmes

مزایای استفاده از آنهاست. با این وجود، پس از طی مرحله پخت پرسن، تطابق لبه‌ای این رستوریشن‌ها دچار اختلال می‌گردد. پژوهش‌ها [۱۴-۱۱] حاکی از وجود چندین عامل در این زمینه است که شامل دمای سیکل اکسیداسیون، تفاوت انقباض حرارتی پرسن-فلز، نوع آلیاژ و شکل مارچین می‌باشد. نتایج حاصل از پژوهش Ando [۱۲] بر روی کوپینگ‌های ساخته شده از آلیاژ طلا، تغییرات لبه‌ای را در مرحله دگاز و ثبات لبه‌ای را در مراحل بعدی پخت پرسن نشان داد. از اینرو، این پژوهشگر نتیجه گرفت که تغییر شکل، ناشی از درمان حرارتی یا دگاز می‌باشد و باند پرسن در آن نقشی ندارد. در مقابل، Iwashita [۱۳] حین پخت پرسن تغییرات لبه‌ای زیادی را گزارش نمود و علت آن را عدم تطابق انقباض حرارتی پرسن-فلز دانست. Campbell [۱۴] نیز در پژوهش خود نتیجه گرفت که گزارشات اولیه مبنی بر دیستورشن حین دگاز فلز مورد تأیید می‌باشد [۱۱].

از دیگر معایب رستوریشن‌های متال سرامیک می‌توان به تخریب گالوانیک، خوردگی، تغییر رنگ لثه و مشکلات پریودنتال اشاره نمود [۴-۱]. از اینرو، امروزه سعی بر استفاده از رستوریشن‌های بدون فلز نظیر اکسید زیرکونیوم افزایش یافته است. زیرکونیا به سبب دارا بودن خواص خوب مکانیکی از جایگاه ویژه‌ای در بین اکسیدهای سرامیکی برخوردار می‌باشد. این جایگاه حاصل پژوهش‌های فراوانی است که از زمان کشف توانایی ترنسفرمیشن تافنینگ آن در سال ۱۹۷۵ صورت پذیرفته است [۱۵]. خصوصیات مکانیکی این ماده از هر سرامیک دندانی شناخته شده بهتر می‌باشد. لذا جهت درمان پروتزهای بریج‌های خلفی و ساخت کوپینگ‌هایی با ضخامت کم مناسب است [۱۶]. آلیاژ کردن زیرکونیا با اکسیدهای با والانس پایین‌تر نظیر Cao، Y_2O_3 ، La_2O_3 ، MgO سبب می‌گردد در دمای اتاق، فاز منوکلینیک کمتر و فازهای سه وجهی و چهار وجهی بیشتری در شبکه کریستالی آن وجود داشته باشد. تغییر شکل از فاز سه وجهی به منوکلینیک با جذب انرژی و افزایش حجم همراه است و به عنوان مکانیسم استحکام بخشی این زیرکونیای نیمه پایدار مطرح می‌باشد [۱۸-۱۷].

در پژوهش Gonzalo و همکاران [۱۹]، تطابق لبه‌ای بریج‌های زیرکونیایی سیستم Procera و سیستم Lava از نظر

امروزه روکش‌های متال سرامیک به طور متداول در درمان‌های پروتز ثابت به کار گرفته می‌شوند. دقت زیاد کستینگ، ساختار محکم فلزی و ظاهر زیبای پرسن، از عمده

برای ساخت کپی‌های زیرکونیایی استفاده شده است. در این حالت به منظور جبران انقباض زیرکونیا حین سینتریج، نمونه کپی برداری شده زیرکونیایی حدود ۲۵ درصد بزرگتر از نمونه کامپوزیتی ساخته شده بر روی دای گچی تراشیده می‌شود. اگر چه پژوهش‌های زیادی در مورد استحکام و میزان تطابق لبه‌ای کراون‌ها و بریج‌های زیرکونیایی ساخته شده به روش CAD-CAM (مانند Cerec Inlab, Cercon, Etkon Copy- Procera و Lava) موجود است، ولیکن در مورد روش Milling (مانند Tizian Milling و Zirkonzahn) پژوهشی در دست نمی‌باشد. هدف از پژوهش حاضر، تعیین میزان تطابق لبه‌ای روکش‌های زیرکونیایی Zirkonzahn و متال سرامیک و مقدار تغییرات لبه‌ای آنها پس از پخت پرسن می‌باشد

مواد و روش‌ها

ابتدا یک دای فلزی به روش ریختگی از روی یک دندان ثنایای میانی تراش خورده انسان با این خصوصیات آماده شد: ۱- سطح محوری با تیپر ۱۲ درجه. ۲- تراش دو سطحی سطح باکال. ۳- فینیش لاین چمفر به عمق ۱ میلی متر. ۴- فاصله لبه انسيزال تا فینیش لاین حداکثر ۷/۵ و حداقل ۶/۵ میلی متر (شکل ۳). با استفاده از دستگاه Laser-weld (Bego Company, Bremen, Germany)، ۱۰ جرقه با فواصل مساوی در زیر خط خاتمه تراش دور دای فلزی زده شد. این ۱۰ نقطه برای یکسان سازی محل اندازه گیری گپ تمام نمونه‌ها در زیر دستگاه استریو میکروسکوپ به کار رفت (شکل ۴ و ۵). متناظر با این نقاط، ۱۰ جیگ آکريل نوری (Megatray Megadenta Company, Berlin Germany) برای قرار گیری دای فلزی در وضعیت مناسب برای مشاهده گپ ساخته شد تا با توجه خط خاتمه تراش چمفر، دای فلزی با زاویه مایل حدود ۴۵ درجه زیر دستگاه استریو میکروسکوپ قرار بگیرد. لازم به ذکر است در این پژوهش در ابتدا ۱۰ کپی‌های فلزی (گروه M) و ۱۰ کپی‌های زیرکونیایی (گروه Z) ساخته شد و در نهایت بر روی آنها پرسن گذاری انجام گرفت (معادل گروه‌های MP و ZP).

بالینی قابل پذیرش بود، با این وجود بریج‌های Procera با گپ $26 \pm 91 \mu m$ به طور معنی‌داری تطابق لبه‌ای بهتری نشان دادند. در پژوهش Beuer و همکاران [۲۰]، گپ بریج‌های خلفی زیرکونیایی Etkon، Cercon و Cerec Inlab به ترتیب معادل $29/1$ ، $56/6$ و $81/4$ و با تفاوت معنی‌دار به دست آمد. میزان تطابق لبه‌ای هر سه گروه از نظر بالینی قابل قبول بود. Kuniti و همکاران [۲۱] نیز میزان تطابق لبه‌ای بریج‌های خلفی ساخته شده با سیستم KATANA (Noritaka company, Tokyo, Japan) را از نظر بالینی قابل قبول دانستند. تطابق لبه‌ای بریج و کراون‌های زیرکونیایی ساخته شده با سیستم Cercon توسط Arikou [۲۲] به ترتیب $29/3 \mu m$ و $31/3 \mu m$ تعیین گردید. در این پژوهش، تفاوت دو گروه از نظر آماری معنی‌دار نبود. پژوهشگران به این نتیجه رسیدند که میزان تطابق لبه‌ای سیستم Cercon از لحاظ بالینی قابل قبول می‌باشد و پایداری ساختار زیرکونیایی حتی تا مرحله پخت پرسن و گلیز حفظ می‌گردد. میزان گپ بریج‌های خلفی ساخته شده با DC-ZIRKON توسط Tinschert و همکاران [۲۳] مورد بررسی قرار گرفت، نشانگر گپ قابل قبول $46/3 \mu m$ بود. Reich و همکاران [۲۴] نیز میزان گپ بریج‌های ۴ واحدی زیرکونیایی ساخته شده از بلوک‌های پرسینترد زیرکونیایی را $77 \mu m$ محاسبه نمودند. در پژوهشی که به تازگی Att و همکاران [۲۵] بر روی بریج‌های ۳ واحدی اکسید زیرکونیوم ساخته شده به روش DCS، Procera و Vita YZ cerec انجام دادند، میزان تطابق لبه‌ای به ترتیب ۸۶، ۸۹ و $76 \mu m$ محاسبه شد. در این پژوهش، تطابق لبه‌ای فریم ورکهای ساخته شده با Vita YZ Cerec به طور معنی‌داری از دو گروه دیگر کمتر بود.

Eidenbenz [۲۶] برای اولین بار در سال ۱۹۸۸ میلادی روش Copy-Milling را برای ساخت کپی‌های آلومینایی Celay In-Ceram ابداع نمود. بر خلاف CAD-CAM، این روش کاملاً مکانیکی و مبتنی بر هم‌تا سازی از یک نمونه کامپوزیتی ساخته شده بر روی دای گچی بود. پژوهش‌های انجام گرفته حاکی از میزان قابل قبول تطابق لبه‌ای در سیستم Celay In-Ceram بوده است [۲۷، ۶]. به تازگی در سیستم‌هایی مانند Zirkonzahn و Tizian Milling، از روش Copy-Milling

جیگ آکریل نوری (Megatray, Megadenta Company, Berlin, Germany) ، ضخامت و ارتفاع کولار بررسی می‌شد. این جیگ از روی یک نمونه از پیش ساخته شده درست شده بود و کاملاً با کولار لینگوالی در تماس بود. در نهایت مارجین همه نمونه‌ها با موم مخصوص (Margin Wax, Bego Company, Bremen, Germany) شکل داده شد. کوپینگ‌های مومی آماده شده از لبه مزیانسیالی اسپروگذاری و به یک شکل دهنده کروسیبل پلاستیکی متصل شدند. پس از مراحل سیلندر گذاری و گچ ریزی، از آلیاژ بیس متال ذوب $1290^{\circ}C$ برای ریختگی نمونه‌ها استفاده شد. به کمک Fit checker (GC, GC Company, Tokyo, Japan)، میزان نشست کوپینگ‌ها بر روی دای بررسی و اصلاح گردید (این ۱۰ نمونه به طور مخفف گروه M نامیده شد).

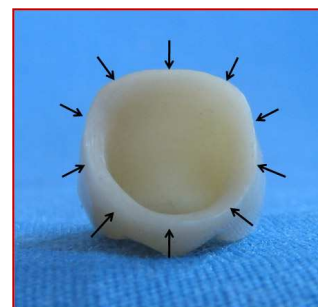
ابتدا میزان گپ کوپینگ‌های فلزی ساخته شده در زیر دستگاه استریو میکروسکوپ (Olympus, Olympus Company, Tokyo, Japan) اندازه گیری شد و سپس سطح نمونه‌ها جهت مراحل پخت پرسن آماده سازی گردید. یک جیگ آکریل نوری (Megatray, Megadenta Company, Berlin, Germany) برای مشابه سازی ضخامت پرسن (VMK 95, VITA Company, Berlin, Germany) به رنگ A4 در باکال، لینگوال، مزیاال و دیستال از روی دندان ثنایای اولیه ساخته شد (شکل ۶). پرسن گذاری شامل دو مرحله پخت اپک و دو مرحله پخت دنتین و انامل و یک مرحله گلیر نهایی با درجه حرارت $93^{\circ}C$ بود. شکل و ابعاد پرسن در هر مرحله با این جیگ بررسی می‌شد. در نهایت، ۱۰ روکش متال سرامیک با ابعاد و رنگ یکسان برای تعیین میزان تطابق لبه‌ای در دسترس قرار گرفت (این ۱۰ نمونه به طور مخفف گروه MP نامیده شد) (شکل ۷).



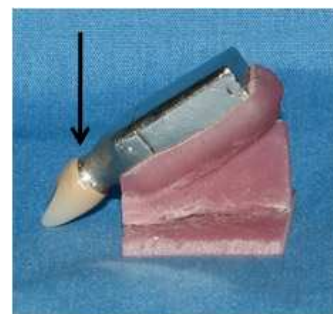
شکل ۶: Jig برای پرسن گذاری



شکل ۳: دای فلزی



شکل ۴: نواحی اندازه‌گیری گپ



شکل ۵: Jig برای مشاهده گپ

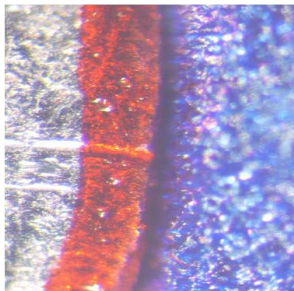
برای ساخت کوپینگ‌های فلزی، تا یک میلی متری اطراف خط خاتمه تراش دای فلزی با یک لایه Die spacer (Vita Zahnfabric Company, Bremen, Germany) به ضخامت $25\mu m$ ریلیف شد و ۱۰ کوپینگ مومی به ضخامت 0.5 میلی متر به وسیله دستگاه hotty (Renfert Company, Bremen, Germany) به روش غوطه وری در موم مذاب آماده شد. برای یکسان سازی ضخامت موم، دمای دای فلزی و موم مذاب به ترتیب ۶۰ و ۹۰ درجه سانتیگراد تنظیم گردید. یک کولار لینگوالی از جنس موم (Bego, Bego Company, Germany) به ضخامت ۱ و ارتفاع $1/5$ میلی متر در ناحیه لینگوال همه کوپینگ‌های مومی فرم داده شد. با استفاده از یک

دسترس قرار می‌داد (این ۱۰ نمونه به طور مخفف گروه ZP نامیده شد) (شکل ۸).

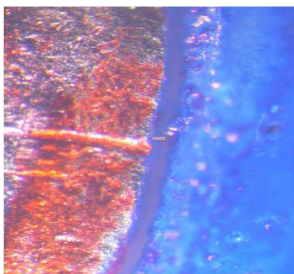


شکل ۸: یک نمونه روکش زیرکونیایی

در این پژوهش به منظور مشاهده گپ از استریو میکروسکوپ (Olympus, Olympus Company, Tokyo,) با بزرگنمایی $57 \times$ و برنامه نرم افزاری مخصوص (Olyzia Zoom, Olympus Company, Tokyo, Japan) استفاده گردید (شکل ۹ و ۱۰). نمونه‌ها با استفاده از چسب سیانو آکریلات بر روی دای فلزی چسبانده می‌شدند و دای بر روی جیگ قرار می‌گرفت و پس از مشاهده گپ، نمونه‌ها جدا شده، سطح دای و درون کوپینگ‌ها با بخار آب پر فشار (Steam cleaner, Renfert Company, Berlin,) (Germany) تمیز می‌شد.



شکل ۹: نمای میکروسکوپی گپ روکش متال سرامیک (بزرگنمایی $57 \times$)



شکل ۱۰: نمای میکروسکوپی گپ روکش زیرکونیایی (بزرگنمایی $57 \times$)



شکل ۷: یک نمونه روکش متال سرامیک

به منظور ساخت کوپینگ‌های زیرکونیایی به روش Copy- Milling، ۱۰ پترن کامپوزیت رزینی با استفاده از کامپوزیت Flowable مخصوص (Zirkozahn,) به ضخامت 0.5 میلی متر بر روی دای لوپریکیت شده ساخته شد و کولار مشابه به ارتفاع $1/5$ و ضخامت 1 میلی متر در ناحیه لینگوال پترن‌ها شکل داده شد. نمونه‌ها با چسب مخصوص به پد پلاستیکی و دستگاه Milling متصل شده، با اتصال بلوک زیرکونیایی (Zirkozahn, Zirkozahn Company,) Presintered (GmbH, Italy) پرورده Copy- Milling آغاز گردید. پس از پایان تراش، ۱۰ پترن زیرکونیایی خام 30 درصد بزرگ‌تر از نمونه اولیه به دست آمد که با محلول رنگ C4 مخصوص رنگ‌آمیزی شدند. سینترینگ نهایی، به مدت 9 ساعت درون کوره مخصوص Zirkozahn با دمای $1100^\circ C$ انجام گرفت. حاصل این فرآیند، ۱۰ نمونه کوپینگ زیرکونیایی با رنگ C4 جهت مشاهده میزان تطابق زیر دستگاه استریو میکروسکوپ در دسترس قرار می‌داد (این ۱۰ نمونه به طور مخفف گروه Z نامیده شد).

در مرحله آخر و پس از مشاهده گپ کوپینگ‌های زیرکونیایی، پرسلن گذاری کوپینگ‌ها با استفاده از جیگ پرسلن (شکل ۶) و پرسلن مخصوص (Zirkozahn, Zirkozahn Company, gmbH, Italy) با رنگ A4 به ابعاد و شکل یکسان انجام شد. مراحل پخت شامل دو مرحله پخت پرسلن دنتین و انامل و 1 مرحله پخت گلیز با پرسلن زود گداز بود. شکل و ابعاد پرسلن با جیگ بررسی می‌شد. حاصل این مرحله، ۱۰ نمونه روکش زیرکونیایی پرسلن گذاری شده با طرح، شکل و رنگ یکسان جهت مشاهده میزان گپ زیر میکروسکوپ در

آماري گروه‌ها از آزمون Post Hoc Scheffe استفاده گردید. نتایج این آزمون نشان داد گپ گروه‌های M و MP به طور معنی‌داری از گروه‌های Z و ZP بیشتر است.

برای تعیین اثر افزایش ضخامت ناحیه کولار لینگوالی بر تطابق لبه‌ای، میانگین ۳ نقطه اندازه‌گیری شده در سطح لینگوال دای فلزی با ۳ نقطه در سطح باکال محاسبه شد. میانگین گپ لینگوالی گروه‌های Z، ZP، M و MP به ترتیب معادل $۳۷/۲$ ، $۳۵/۶۳$ ، $۵۳/۲۳$ و $۶۵/۵۳ \mu m$ و میانگین گپ باکالی گروه‌های Z، ZP، M و MP به ترتیب معادل $۳۶/۳۷$ ، $۳۴/۵۳$ ، $۴۵/۳$ و $۶۴/۰۳ \mu m$ به دست آمد. نتایج حاصل از آزمون آماری Paired samples T- test نشان داد که میانگین گپ باکالی گروه MP به طور معنی‌داری از گپ باکالی گروه M بیشتر است، در حالی که گپ لینگوال این ۲ گروه تفاوت معنی‌داری نداشتند (جدول ۲). آزمون آماری Anova تفاوت معنی‌داری بین میانگین گروه‌ها نشان داد. آزمون آماری Scheffe مشخص کرد که میانگین گپ باکالی گروه MP به طور معنی‌داری از ۳ گروه دیگر بیشتر است ولی گپ باکالی گروه‌های Z، ZP و M تفاوت معنی‌داری نداشت. همچنین میانگین گپ لینگوالی گروه‌های Z، ZP و M و گروه‌های M و MP تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نشان ندادند

۴۰ نمونه به دست آمده در جداول مخصوص که مشخص کننده نوع نمونه‌ها، تعداد و محل مشاهده میکروسکوپی و میزان گپ بر حسب میکرومتر بود ثبت گردید. داده‌های جداول به کمک برنامه آماری SPSS 16 با آزمون‌های آماری One-Sample Kolmogorov-Smirnov، Paired Samples T-Test، Anova، Post Hoc scheffe و Test $\alpha = 5\%$ مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

یافته‌ها

میانگین گپ در گروه‌های MP، M، ZP و Z به ترتیب معادل $۳۷/۰۷$ ، $۳۶/۹۶$ ، $۵۰/۶۸$ و $۶۳/۷۰ \mu m$ به دست آمد. مشخصات آماری گروه‌ها در جدول ۱ قابل مشاهده می‌باشد. نتایج آزمون آماری One-Sample Kolmogorov-Smirnov نشان داد که داده‌ها توزیع نرمال دارند. در نتیجه، میانگین به عنوان شاخصی جهت ارایه میزان تطابق لبه‌ای هر گروه قابل استناد بود. آزمون آماری Paired Samples T-Test مشخص کرد که میانگین گپ گروه MP به طور معنی‌داری از گروه M بیشتر است ولی میانگین گپ گروه‌های Z و ZP از نظر آماری تفاوتی نداشت (جدول ۲). پس از اینکه آزمون آماری Anova میانگین گپ ۴ گروه را از نظر آماری متفاوت نشان داد، برای تفکیک

جدول ۱: مقادیر میانگین، انحراف معیار، حد اقل و حد اکثر میزان گپ گروه‌های مورد پژوهش به میکرومتر

گروه	تعداد	میانگین	انحراف معیار	حد اقل	حد اکثر
Z	۱۰	۳۷/۰۷	۱۸/۹۲۰	.	۷۸
ZP	۱۰	۳۶/۹۶	۲۱/۷۳۵	.	۸۷
M	۱۰	۵۰/۶۸	۳۱/۱۲۴	.	۱۳۶
MP	۱۰	۶۳/۷۰	۳۷/۹۶۱	.	۱۷۱

جدول ۲: نتایج آنالیز آماری Paired samples t- test بر روی میانگین گپ کلی، گپ باکال و گپ لینگوال گروه‌های مورد پژوهش

گروه‌ها	میانگین	انحراف معیار	میانگین خطای استاندارد		Sig. (2 tailed)
			%95 confidence interval of the differences	%95 confidence interval of the differences	
			بالا	پایین	
گپ کلی	Z, ZP	۱۹/۲۳۹	۱/۹۲۴	-۳/۷۰۷	۰/۹۵۵
گپ باکال	M, MP	۳۸/۷۳۹	۳/۸۷۴	-۲۰/۷۰۷	۰/۰۰۱
گپ لینگوال	Z, ZP	۱۸/۴۶۰	۳/۳۷۰	-۵/۰۶۰	۰/۵۹۱
	M, MP	۳۳/۲۰۳	۶/۰۶۲	-۳۱/۱۳۱	۰/۰۰۴
	Z, ZP	۲۱/۷۳۹	۳/۹۶۹	-۶/۵۵۱	۰/۶۹۶
	M, MP	۴۱/۶۷۱	۷/۶۰۸	-۲۷/۸۶۰	۰/۱۱۷

بحث

تاکنون روش‌های گوناگونی برای مشاهده میزان تطابق لبه‌ای در مقالات [۲۷، ۱۱ و ۶] ذکر شده است، نظیر استفاده از میکروسکوپ الکترونی، استریو میکروسکوپ و تکنیک Resin Replica. Groten و همکاران [۶] نشان دادند که بین داده‌های به دست آمده از میکروسکوپ نوری و الکترونی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد و هر دو روش به طور قابل قبولی میزان گپ موجود را اندازه‌گیری می‌کنند. در پژوهش حاضر نیز از استریو میکروسکوپ جهت مشاهده گپ استفاده شد.

روش‌های گوناگونی برای آماده‌سازی دای در پژوهش‌ها گزارش شده است. برخی از پژوهش‌ها فقط از طرح‌های فضایی با تیبر یکسان و بعضی از شکل‌هایی مشابه دندان سانترال تراش خورده استفاده کرده‌اند [۲۷، ۲۵ و ۶]. برخی پژوهشگران [۲۸] دندان سالم سنترال تراش خورده انسان را جهت آماده‌سازی دای به کار برده‌اند. Gmalmaz و همکاران [۱۱] از یک دای فلزی شبیه‌سازی شده به منظور آماده‌سازی کراون‌های خود سود جستند. آنان برای مشابه‌سازی ضخامت کویپینگ‌های مومی و ضخامت پرسنل، استفاده از *Jig* های فلزی را پیشنهاد کردند. در پژوهش حاضر، از یک دای فلزی با تلفیقی از خصوصیات ژئومتریک دندان تراش خورده انسان و خصوصیات فیزیکی فلز از نظر استحکام استفاده گردید و *Jig* آکریلی برای یکسان‌سازی نمونه‌ها به کار برده شد.

Christensen [۷] در ۱۹۶۶ دو مقوله جهت تعیین میزان تطابق لبه‌ای رستوریشن‌ها در نظر گرفت: ۱- میزان گپ بالای لته‌ای که مقدار آن از ۲ تا $51 \mu m$ قابل قبول بود. ۲- میزان گپ زیر لته‌ای که مقدار آن از ۳۴ تا $119 \mu m$ قابل پذیرش بود. Mclean و Vonfraunhofer [۵] با وجود گزارش نمودن اطلاعات مشابه، گپ تا $120 \mu m$ را مورد تأیید قرار دادند. پژوهش آزمایشگاهی Matty [۸]، گپ $81-56 \mu m$ را در لبه‌ها مناسب نشان داد. Ostlund [۲۹]، گپ کمتر از $59 \mu m$ را برای رستوریشن‌های زیر لته‌ای مناسب اعلام نمود. دیگر پژوهشگران [۶]، گپ تا حد $100 \mu m$ را از نظر بالینی قابل قبول دانسته‌اند. با مقایسه گپ‌های مجاز ارایه شده توسط پژوهشگران، در این پژوهش نیز میانگین گپ همه گروه‌ها، میزان قابل قبولی را از نظر بالینی نشان داد.

Gmalmaz [۱۱] در پژوهش خود میزان متوسط تغییرات لبه‌ای آلیاژ *Ni-Cr* را پس از پخت پرسنل $19/39 \mu m$ محاسبه کرد. همچنین Dehoff و Anusavice [۳۰]، تغییرات لبه‌ای آلیاژ *Ni-Cr* را کمتر از $30 \mu m$ ثبت کردند. در پژوهش حاضر، میزان متوسط تغییرات لبه‌ای پس از پخت پرسنل در کراون‌های متال سرامیک معادل $13 \mu m$ به دست آمد.

بعضی پژوهشگران [۱۹-۱۸] معتقدند که نوع طراحی کویپینگ در سیستم‌های زیرکونیایی ممکن است میزان استحکام پرسنل ونیر شده را افزایش دهد. Denry و Kelly [۳۱] نیز نشان دادند که بیشترین میزان شکست رستوریشن‌های زیرکونیایی در پرسنل، و نه در کویپینگ زیرکونیایی می‌باشد. از اینرو، در پژوهش حاضر اثر طراحی کولار لینگوالی بر میزان تطابق لبه‌ای بررسی شد. در هیچ یک از گروه‌ها حتی گروه متال سرامیک، میزان تطابق لبه‌ای ناحیه لینگوال در مقایسه با باکال و میانگین کل تفاوت معنی‌داری نشان نداد. از اینرو، وجود کولار لینگوالی در رستوریشن‌های زیرکونیایی و متال سرامیک بر میزان تطابق لبه‌ای تأثیر منفی ندارد. در کویپینگ‌های فلزی با پخت پرسنل، میزان تطابق لبه‌ای به طور معنی‌داری به میزان $13 \mu m$ افزایش یافت که بر خلاف سطح باکال، میزان این تغییرات در سطح لینگوال کراون‌های متال سرامیک معنی‌دار نبود. میزان گپ کراون‌های متال سرامیک در این پژوهش معادل $63/70 \mu m$ به دست آمد. در پژوهش Matty [۸] نیز میزان گپ ۵۶ تا $81 \mu m$ محاسبه گردید. Ostlund [۲۹] و Buchanan [۳۲] نیز به نتایج مشابهی دست یافتند. اگر چه در پژوهش ما، میزان گپ رستوریشن‌های متال سرامیک با پخت پرسنل افزایش معنی‌داری نشان داد، ولی این رستوریشن‌ها با میزان گپ متوسط $63/70 \mu m$ از نظر بالینی قابل قبول بودند.

چرخه‌های پخت پرسنل یکی از عوامل عمده کاهش میزان تطابق در رستوریشن‌های متال سرامیک می‌باشد. بعضی از پژوهشگران علت آن را آلوده شدن سطح داخلی کویپینگ به پرسنل حین اضافه کردن آن به کویپینگ می‌دانند. با این حال به نظر می‌رسد با آغاز چرخه پخت پرسنل، استرس‌های باقیمانده حین پروسه کستینگ و پولیشینگ آزاد می‌شوند و دیستورشن کویپینگ ایجاد می‌شود. Faucher [۳۳] و Shillinburg [۳۴]، میزان تغییرات لبه‌ای کمتری در طرح خط خاتمه تراش کولار در

پژوهش بیشتری در این زمینه لازم به نظر می‌رسد.

نتیجه‌گیری

میزان تطابق لبه‌ای رستوریشن‌های زیرکونیایی ساخته شده با استفاده از سیستم Zirkonzahn از نظر بالینی قابل قبول است. این رستوریشن‌ها تحت تأثیر مراحل پخت پرسن قرار نمی‌گیرند و کولار لینگوالی تأثیر منفی بر میزان تطابق لبه‌ای آنها ندارد. مراحل پخت پرسن، میزان تطابق لبه‌ای رستوریشن‌های متال سرامیک را به خصوص در سطح باکال به طور معنی‌داری کاهش می‌دهد، ولی کولار لینگوالی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد. با وجود این تغییرات، میزان تطابق لبه‌ای این رستوریشن‌ها از نظر بالینی قابل قبول می‌باشد.

تشکر و قدردانی

از زحمات آقای محمد یمن الصابونی، تکنیسین بخش خاورمیانه شرکت Zirkonzahn برای ساخت روکش‌های زیرکونیایی و آقای بهروز مفتون، تکنیسین لابراتوار مرکزی دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی برای ساخت روکش‌های بیس متال تشکر فراوان به عمل می‌آید. این مقاله برگرفته از پایان نامه تخصصی شماره ۵۲۴ دانشکده دندان پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی می‌باشد.

مقایسه با چمفر یافتند. افزایش توده فلز در خط خاتمه کولار لینگوالی، یک طرح لبه‌ای مستحکم‌تر را باعث می‌شود که در مقابل تغییرات لبه‌ای مقاوم‌تر است. در این پژوهش میزان تغییرات گپ گروه متال سرامیک در سطح با کال به طور معنی‌داری بیشتر از سطح لینگوال ثبت گردید. شاید علت این تغییرات افزایش حجم فلز در ناحیه لینگوال به علت وجود کولار لینگوالی و ممانعت توده ضخیم فلز از تغییرات ناشی از پخت پرسن باشد. Gmalmaz و همکاران [۱۱] معتقدند تفاوت حجم فلز در رستوریشن‌های با خط خاتمه تراش چمفر و کولار، تأثیر معنی‌داری بر میزان تطابق لبه‌ای ندارد. بسیاری از پژوهشگران نیز مانند Faucher [۳۳] طرح مارچین را بر میزان گپ بی تأثیر می‌دانند.

رستوریشن‌های آلومینایی ساخته شده به روش Copy-Milling میزان تطابق لبه‌ای مناسب برای کاربرد بالینی را دارا می‌باشند [۲۷ و ۶]. در این پژوهش نیز کراون‌های زیرکونیایی ساخته شده به روش Copy-Milling با داشتن گپ حدود $37\mu m$ میزان قابل قبول برای کاربرد بالینی را نشان دادند.

نتایج پژوهش حاضر مؤید این مطلب بود که زیرکونیایی سینتر شده به دلیل خواص مکانیکی و استحکام زیاد و سینترینگ کامل، تحت تأثیر مراحل چرخه پخت پرسن قرار نمی‌گیرد. با این وجود، پژوهش‌ها [۳۱] حاکی از آن است که هواسایی و یا ترموسایکلینگ زیرکونیا سبب آغاز روند تغییر شکل و بالطبع افزایش حجم زیرکونیا و احتمالاً تغییرات لبه‌ای خواهد گردید.

References

- Gardner FM. Margins of complete crowns-literature review. J Prosthet Dent 1982; 48(4): 396-400.
- Kashani HG, Khera SC, Gulker IA. The effects of bevel angulation on marginal integrity. J Am Dent Assoc 1981; 103(6): 882-5.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 1st ed. Philadelphia: Mosby; 1988. p. 475-92,579-88.
- Schwartz IS. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. J Prosthet Dent 1986; 56(3): 279-83.
- McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 1971; 131(3): 107-11.
- Groten M, Girthofer S, Probst L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. J Oral Rehabil 1997; 24(12): 871-81.
- Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. J Prosthet Dent 1966; 16(2): 297-305.
- Abbate MF, Tjan AH, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent 1989; 61(5): 527-31.

9. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64(1): 18-24.
10. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62(4): 405-8.
11. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent* 1995; 73(1): 49-54.
12. Ando N, Nakamara K, Namiki T, Sugata T, Suzuki T, Moriyama K. Deformation of porcelain bonded gold alloys. *J Jpn Soc Appar Mater* 1972; 13: 237-48.
13. Iwashita H, Kuriki H, Hasuo T, Ishikawa K, Hashimoto K. Studies on dimensional accuracy of porcelain fused to precious metal crown. the influence of the porcelain to the metal coping on porcelain fusing procedure (author's transl). *Shigaku* 1977; 65(1): 110-25.
14. Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I-Metal collar width. *J Prosthet Dent* 1992; 67(5): 603-8.
15. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975; 258: 703-4.
16. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1): 1-25.
17. Garvie RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *Journal of the American Ceramic Society* 1971; 55(6): 303-5.
18. Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG. Transformation toughening: an overview. *Journal of the American Ceramic Society* 1986; 69(3): 69.
19. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21(5): 398-9.
20. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009; 25(1): 94-102.
21. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007; 26(6): 820-6.
22. Ariko K. Evaluation of the marginal fitness of tetragonal zirconia polycrystal all-ceramic restorations. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 2003; 70(2): 114-23.
23. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001; 26(4):367-74.
24. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 2008; 116(6): 579-84.
25. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009; 101(4): 239-47.
26. Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. *Int J Prosthodont* 1994; 7(2): 134-42.
27. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2000; 13(3): 189-93.
28. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 2005; 93(2): 143-7.
29. Ostlund LE. Cavity design and mathematics: their effect on gaps at the margins of cast restorations. *Oper Dent* 1985; 10(4): 122-37.
30. DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res* 1984; 63(11): 1327-31.
31. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3): 299-307.
32. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. *J Prosthet Dent* 1981; 45(5): 502-6.
33. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1980; 43(2): 149-55.
34. Shillingburg HT, Jr., Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1973; 29(3): 276-84.

In Vitro Evaluation of Marginal Adaptability of Zirkonzahn Metal Ceramic Crowns Before and After Porcelain Firing

Kermani H^{*}, Sazegara H, Seyedan K, Javan M

Abstract

Introduction: Metal ceramic restorations are the most common type of full coverage restorations. Recently zirconium oxide ceramic has been introduced as a substitute for metal substructures. The aim of this study was to evaluate the marginal fit of zirconia & non-precious metal ceramic crowns before and after porcelain firing cycles.

Materials and Methods: In this invitro study a master steel die of an upper central incisor with a chamfer finish line was used. Ten zirconia (Zirkonzahn) (Z group) and 10 base metal (NNB) copings (M group) with the same shape were fabricated on the die. After gap measurement, porcelain was applied on the copings with the same dimensions (ZP & MP groups). Marginal adaptation was evaluated on master die by stereomicroscope with 57x magnification. The data were statistically analyzed by One Sample kolmogorov-smirnov, Paired samples t-test, ANOVA and Post hoc scheffe tests.

Results: The results for the four groups were as follows:

- 1) Z group: mean=37.07 μm , SD=18.92 μm and the range=0-78 μm .
- 2) M group: mean=50.68 μm , SD=31.24 μm and the range=0-136 μm .
- 3) ZP group; mean=36.96 μm , SD=21.735 μm and the range=0-87 μm .
- 4) MP group: mean 63.7 μm , SD=37.961 μm and the range=0-171 μm

Significant differences were found between metal ceramic and Zirconia groups. Porcelain firing cycles decreased only the marginal adaptation of metal ceramic crowns significantly.

Conclusion: Within limitations of this study, mean marginal discrepancies of the groups were all within the clinically acceptable standard level (up to 100 μm). However the mean marginal adaptability of the Zirkonzahn crowns were better than metal ceramic crown. The marginal adaptability of the metal ceramic crowns decreased statistically during porcelain firing cycles.

Key words: Dental porcelain, Marginal adaptation, Metal ceramic, Zirconia.

Received: 14 Dec, 2009

Accepted: 9 Mar, 2010

Address: Assistant Professor, Department of Prosthodontic, School of Dentistry, Zahedan University of Medical Sciences, Zahedan, Iran.

E-mail: hossein_kermani@yahoo.com

Journal of Isfahan Dental School 2010; 6(1): 19-27.