مقایسه‌ی مقاومت به شکست کورهای ساخته شده از زیرکونیا با دو روش CAD/ CAM و Slip Casting

کیانوش ترابی[*]، احمد حسن آهنگری [**]، سعید صالحی[***]، میلاد معتمدی [****]

[*] دانشیار گروه پروتزهای دندانی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز، شیراز، ایران
[**] استادیار گروه پروتز های دندانی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز، شیراز، ایران
[***] استادیار گروه پروتز های دندانی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران
[****] متخصص پروتزهای دندانی

چکیده

بیان مساله: زیرکونیا به عنوان یک ساختار مناسب جهت ساخت کورهای بی فلز معرفی شده است. از این ماده می‌توان برای ساخت ترمیم در نواحی‌ای که از نظر زیبایی اهمیت دارد استفاده نمود که البته با توجه به استحکام بالا در نواحی پشتی دهان هم قابل کاربرد است. یکی از روش‌های نوین ساخت این ترمیم‌ها استفاده از دستگاه CAD/CAM است.

هدف: هدف از این پژوهش، بررسی میزان مقاومت به شکست کوپینگ‌های ساخته شده از زیرکونیا به دو روش CAD/CAM و Slip casting بود.

مواد و روش: در این پژوهش، شمار ۳۲ نمونه دای برنجی ساخته شد. دای‌ها به دو گروه ۱۶تایی تقسیم گردیدند که روی یک گروه کوپینگ‌های ساخته شده به وسیله‌ی دستگاه CAD/CAM و روی گروه دیگر کوپینگ‌های ساخته شده به روش Slip casting قرار داده شد. برای چسباندن کوپینگ‌ها از سمان گلاس آینومر رزینی (GC plus) استفاده گردید. برای انجام آزمون مقاومت به شکست، با استفاده از یک گویچه‌ی ساخته شده از استیل سخت شده با قطر ۵ میلی‌متر، نیرویی در جهت عمود با سرعت ۰/۵ میلی‌متر / دقیقه به هر یک از کوپینگ‌ها وارد شد. میزان نیروی لازم برای شکست هر نمونه ثبت گردید و پس از تعیین میانگین از آزمون تی (T) جهت مقایسه‌ی دو گروه استفاده شد.

یافته‌ها: میانگین نیروی لازم برای شکست کوپینگ‌های ساخته شده به روش CAD/CAM ، ۴۲۴±۱۴۱۱ نیوتن و برای نمونه‌های ساخته شده به روش Slip casting ، ۴۱۲±۱۵۴۲ نیوتن به دست آمد که تفاوت معنادار از نظر آماری میان دو گروه وجود نداشت ($p < ۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: روکش‌های ساخته شده از زیرکونیا به روش‌های Slip casting و CAD/CAM از نظر مقاومت به شکست تفاوتی با هم ندارند.

واژگان کلیدی: کوپینگ زیرکونیا، CAD/CAM ، Slip casting

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۲/۱۴ ، **تاریخ پذیرش مقاله:** ۹۰/۸/۲ ، *Shiraz Univ Dent J 2011; 12(4): 327-333* **مقاله‌ی پژوهشی اصیل**

نویسنده‌ی مسوول مکاتبات: سعید صالحی، اهواز ، خیابان گلستان ، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی جندی شاپور اهواز، دانشکده‌ی دندانپزشکی گروه پروتزهای دندانی
تلفن: ۵۰-۳۳۶۷۵۴۳-۰۶۱۱ پست الکترونیک: saeed.dds85@gmail.com

Archive of SID

www.SID.ir

درآمد

امروزه پژوهش‌های دندانپزشکی به سمت ترمیم‌های بی فلز (Metal free) برای به دست آوردن حداکثر زیبایی در ترمیم‌های ثابت جهت داده شده‌اند. رنگ بافت نرم مجاور ترمیم‌های بی فلز نیز در مقایسه با بافت نرم مجاور ترمیم پرسلن متصل‌به فلز (PFM) بسیار طبیعی به نظر می‌رسد. سرامیک‌های بسیاری همچون اسپینل (Spinel)، آلومینا و سرامیک تقویت شده با دی سیلیکات لیتیوم جهت ساختار ترمیم‌های بی فلز پیشنهاد شده‌اند. این مواد اندیکاسیون کم و خاصی جهت ساخت FPD دارند [۱].

زیرکونیا به تازگی به عنوان یک ساختار پذیرفتنی جهت ساخت کورهای بی فلز معرفی شده است. از سال ۱۹۹۸ تاکنون ده ها پژوهش، موفقیت ۹۰ درصد یا بالاتر را برای پروتزهای با پایه‌ی زیرکونیا گزارش کرده‌اند. زیرکونیا با ضخامت ۰/۵ میلی‌متر جهت ساخت فریم ورک پروتزهای ثابت ۳ تا ۵ واحدی به کار می‌رود [۲ و ۳].

Yttrium oxide (۳ درصد مول $y_2 0_3$) به زیرکونیای خالص جهت پایدار کردن حالت تتراگونال آن در دمای اتاق اضافه می‌شود. این گونه زیرکونیا استحکام خمش آغازین (Initial flexural strength) و مقاومت به شکست (Fracture toughness) بالایی دارد [۴ و ۵].

Yttrium oxide partially stabilized zirconia (Y-TZP) خصوصیات مکانیکی مناسبی دارد که استفاده از آن را برای دندانپزشکی ترمیم مناسب می‌سازد. از این خصوصیات می‌توان به پایداری شیمیایی و ابعادی آن، استحکام مکانیکی بالا و مقاومت به شکست (Fracture- Toughness) اشاره کرد. کورهای ساخته شده از زیرکونیا رادیواپک هستند (همانند فلز) که ارزیابی پرتونگاری آنها تشخیص وجود یکپارچگی مارژین (Marginal integrity) و پوسیدگی راجعه را آسان می‌سازد [۵ و ۶].

همچنین از زیرکونیا جهت ساخت ترمیم‌های ثابت که با دندان یا ایمپلنت ساپورت می‌شوند استفاده می‌شود. ترمیم‌های تک دندان و یا بریج با یک پونتیک به لحاظ خصوصیات قابل اعتماد این ماده قابل ساخت است. به دلیل نبود فلز در این ماده می‌توان از خط خاتمه‌ی تراش در حد لثه برای به دست آوردن نتایج زیبایی مطلوب استفاده نمود.

برخی از خصوصیات فیزیکی زیرکونیا را نیز برای به دست آوردن یک زیبایی مطلوب باید در نظر گرفت. در حقیقت زیرکونیا رنگ همانند دندان ندارد و اپک است که البته برای پوشاندن دندان‌های بد رنگ یا پست‌های فلزی به کار رفته روی دندان یک برتری به شمار می‌رود. در مقابل اگر ترانسلوسنسی نیاز باشد می‌توان از دیگر سرامیک‌ها همچون آلومینا یا دی سیلیکات لیتیوم استفاده کرد [۱، ۵ و ۷].

میانگین نیروهای جویدن گزارش شده میان ۱۱ تا ۱۵۰ نیوتن است. میزان حداکثر آن در دندان‌های پیشین ۲۰۰ نیوتن، در دندان‌های پشتی دهان ۳۵۰ نیوتن و در بیماران با عادات پارافانکشنال تا ۱۲۰۰ نیوتن نیز بالا می‌رود [۸]. بنابراین ترمیم‌های ثابت در ناحیه‌ی پسین باید بتوانند این میزان نیرو را تحمل کنند. با ارزیابی خصوصیات مکانیکی سرامیک‌های سازنده‌ی کوپینگ در محیط آزمایشگاهی (Invitro) میزان استحکام خمش و مقاومت به شکست آنها مشخص می‌شود.

تکنیک رایج برای ساخت Core (کوپینگ) تکنیک Slip casting است که با کاربرد پودر زیرکونیا و مایع آن روی دای انجام می‌شود و سپس مراحل معمول را برای انجام پخت در کوره انجام می‌شود.

یک روش دیگر برای ساخت کورهای زیرکونیا استفاده از دستگاه CAD/CAM (computer aided design/ computer aided manufacturing) است.

سال‌هاست که از فن آوری CAD/CAM در صنعت ساخت استفاده می‌شود. امروزه از فن آوری CAD/CAM در دندانپزشکی برای کمک به دندانپزشکان و تکنسین آزمایشگاه برای ساخت ترمیم‌های دندانی همچون اینله، انله، روکش و بریج‌ها در شکل‌ها و اندازه‌های دقیق استفاده می‌شود. برتری دیگر فن‌آوری CAD/CAM این است که می‌توان در برخی موارد شمار جلسه‌ها برای ساخت ترمیم را به یک جلسه کاهش داد.

از دیگر برتری‌های عنوان شده برای سیستم CAD/CAM می‌توان به خودکار شدن مراحل کار و از میان بردن خطاهای انسانی، دقت مارژین، میزان بسیار کم تخلخل در سرامیک‌های کوپینگ CAD/CAM و کم شدن امکان ترک، نیاز نداشتن به قالبگیری (در برخی از سیستم‌ها) و حذف زمان صرف شده برای آن، قرار ملاقات یک جلسه‌ای با بیمار (در سیستم Cerec)، پذیرش مناسب بیمار، تنوع در انتخاب گونه‌ی سرامیک برای کوپینگ بر پایه‌ی میزان استحکام مورد نیاز، میزان سایش‌ها و میزان

Archive of SID

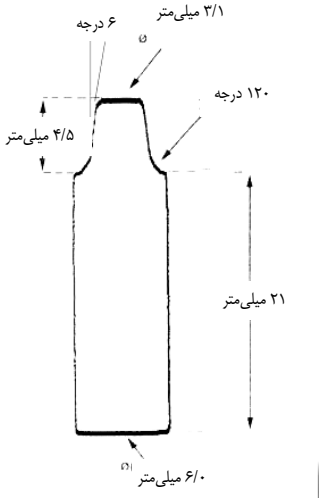
www.SID.ir

ترانسلوسنسی اشاره کرد [۹].

معایب استفاده از CAD/CAM عبارت است از نیاز به تجهیزات گران قیمت و حساسیت تکنیکی تصویربرداری از سطح دندان تراش خورد. با توجه به توضیحات داده شده، اکنون این پرسش مطرح می‌شود که آیا کوپینگ‌های ساخته شده به روش Slip casting یا CAD/CAM از نظر مقاومت به شکست در اثر وارد شدن نیرو (Loading) با هم تفاوت معناداری دارند و با توجه به هزینه‌ی به نسبت گران استفاده از دستگاه CAD/CAM در مقابل روش Slip casting می‌توان میزان مقاومت به شکست بالاتر را از ویژگی‌های کوپینگ ساخته شده به روش CAD/CAM دانست یا خیر.

مواد و روش

در این پژوهش آزمایشگاهی و کاربردی، شمار ۳۲ نمونه دای برنجی [۲] با ابعادی که در نگاره‌ی ۱ مشخص شده است [۱۰ و ۱۱] توسط ماشین تراش هوشمند (CNC) ساخته شد. طرح مارژین در این دای‌ها از گونه‌ی شولدر ۱۲۰ درجه بود که بخش درونی گرد شده داشتند (Round shoulder) [۱۰ و ۱۱]. این دای‌ها به دو گروه ۱۶ تایی بخش گردیدند که روی یک گروه کوپینگ‌های ساخته شده به وسیله‌ی CAD/CAM و روی گروه دیگر کوپینگ‌های ساخته شده به روش Slip casting قرار داده شد.



نگاره‌ی ۱ *طرح دای آماده شده همراه با اندازه‌های مربوطه*

برای ساخت کوپینگ‌ها به روش CAD/CAM، نخست از هر دای برنجی که با شماره مشخص شدند (شماره‌ی ۱ تا ۱۶) با استفاده از روش پوتی- واش تک مرحله‌ای باتری اختصاصی برای هر دای، به وسیله‌ی مواد قالبگیری سیلیکون تراکمی ساخت کارخانه‌ی کلتن سوئیس قالبگیری انجام گردید و سپس دای گچی با استفاده از استون تایپ (IV) ساخت کارخانه‌ی GC Fugi Rock EP-Belgium ساخته شد.

از دستگاه Tizian CAD/CAM شوتز آلمان برای ساخت کوپینگ استفاده گردید. هر یک از دای‌ها در آزمایشگاه به وسیله‌ی دستگاه Tizian Scan و با استفاده از برنامه‌ی نرم افزاری Tizian creative اسکن و اطلاعات آنها به CAD data تبدیل شد. سپس با استفاده از دستگاه برش(Tizian cut) با کاربردبلوکهای مخصوص زیرکونیا(Tizian Blanks) (تشکیل شده از زیرکونیوم دی اکساید تتراگونال و Yttrium oxide) کوپینگ با ضخامت ۰/۶ میلی‌متر تراش داده شد. لازم به یادآوری است که با استفاده از برنامه‌ی رایانه‌ای، دستگاه ضخامت فضایی به اندازه‌ی ۳۰ میکرون زیر هر یک از کوپینگ‌ها در نظر گرفته شد (فضای لازم جهت سمان).

با استفاده از روش پوتی- واش تک مرحله‌ای با تری اختصاصی برای هر دای، برای ساخت کوپینگ به روش Slip casting ، هر یک از دای‌ها با استفاده از سیلیکون تراکمی (اسپیدکس) قالبگیری و با گچ Vita in-ceram sprint ساخت کارخانه‌ی Vita Zahnfabrik آلمان بدلسازی گردیدند. سپس، هر یک از دای‌های گچی با استفاده از وارنیش فضاساز Vita inceram interspace varnish ساخت کارخانه‌ی Vita Zahnfabrik آلمان دو مرتبه پوشانده شد تا ضخامت تقریبی آن به ۳۰ میکرون برسد (بر پایه‌ی دستور کارخانه‌ی سازنده با هر مرتبه پوشش ضخامت ۱۵ میکرون حاصل می‌شود). باید دقت کرد که از محل خط خاتمه‌ی تراش تا وارنیش ۰/۵ میلی‌متر فاصله وجود داشته باشد. پس از هر بار وارنیش زدن برای خشک شدن، ۵ دقیقه و پس از مرتبه‌ی آخر جهت خشک شدن دای ۲۰ دقیقه زمان نیاز است. پس از آن، با استفاده از پودر Vita inceram zirconia کوپینگ‌ها به روش زیر ساخته شدند.

در آغاز، رنگ (Shade) مناسب از زیرکونیا آماده شد و مخلوط در دستگاه خلا قرار گرفت و پس از آن با برس روی دای گچی مالیده شدند. شکل آن با یک تیغ فرم داده شد و مارژین‌های آن به دقت تریم گردیدند. سپس، ماده در کوره‌ی مخصوص پخته شد. ابتدا برای یک زمان طولانی در حرارت ۱۲۰ درجه برای

Archive of SID

www.SID.ir

خشک شدن دای و سپس برای پخت زیرکونیا در حرارت بالا (۱۱۲۰ تا ۱۱۸۰ درجه‌ی سانتی‌گراد) قرار گرفتند. پس از انتقال کور حاصل دای اصلی مناسب از مخلوط گلاس انتخاب و در ضخامت مناسب روی کور قرار داده شد و پخت در حرارت ۱۱۰۰ درجه انجام گردید. ضخامت کور و اضافه‌های گلاس با سایش به وسیله‌ی فرز برداشته و تنظیم شدند.

پس از ساخت کوپینگ‌ها، هر یک تحت بزرگنمایی ۲/۵ برابر بررسی و ضخامت آنها در چندین نقطه اندازه‌گیری گردید (مرکز باکال، اکلوزال و مرکز لینگوال) و سپس روی دای ویژه‌ی خود نشانده شد [۱۲]. برای اطمینان از نشست کامل کوپینگ‌ها از افشانه‌ی ویژه‌ی نشان دهنده‌ی نقطه‌ی فشار در سطح درونی کوپینگ‌ها با نشان تجاری Arti- spray ساخت کارخانه‌ی Baush کشور آلمان استفاده گردید. در صورت مشاهده‌ی نقطه‌ی فشار در سطح درونی، کوپینگ مورد نظر از مطالعه خارج و یک کوپینگ تازه ساخته شد.

برای چسباندن کوپینگ‌ها از گلاس آینومر رزینی (ساخت کارخانه‌ی GC) استفاده گردید. سمان بر پایه‌ی دستور کارخانه‌ی سازنده مخلوط و با یک اپلیکیتور با سر اسفنجی در درون کراون قرار داده شد و هر کوپینگ روی دای برنجی ویژه‌ی خود چسبانده شد. پس از برداشتن، اضافه‌های سمان کوپینگ‌ها برای اطمینان از نشست کامل تحت یک بارگذاری ۵ کیلوگرمی برای ۱۰ دقیقه قرار گرفتند [۱۲].

در مرحله‌ی بعد ، کوپینگ‌های سمان شده در یک محیط با رطوبت ۱۰۰ درصد به مدت یک هفته قرار داده شدند. در زمان آزمایش نمونه‌ها دوباره با بزرگنمایی ۲/۵ برابر تحت ارزیابی دقیق برای ایجاد نشدن ترک احتمالی قرار گرفتند [۱۲].

به این ترتیب نمونه‌ها برای انجام آزمون نیروی لازم جهت شکست توسط دستگاه Universal testing machine zwick 20 (ساخت کارخانه‌ی Zwick/Roell کشور آلمان) آماده گردیدند (نگاره‌ی ۲). با استفاده از گویهای فولادی سخت شده (Hardened steel ball) با قطر ۵ میلی‌متر و نیرویی در جهت عمودی و با سرعت ۰/۵ میلی‌متر/دقیقه به هر یک از کوپینگ‌ها وارد شد [۱۱ و ۱۲]. میزان نیروی لازم برای شکست هر نمونه توسط ماشین ثبت گردید. پس از تعیین میانگین نیروی لازم برای شکست هر گروه، از آزمون تی غیر مستقل جهت مقایسه‌ی دو گروه استفاده شد.

نگاره‌ی ۲ الف *دستگاه Universal testing machine zwick 20* ***ب*** *دای همراه با کوپینگ قرار داده شده در دستگاه Zwick 20*

یافته‌ها

پس از انجام آزمون و واکاوی داده‌ها میزان میانگین نیروی لازم برای شکست کوپینگ‌های ساخته شده به روش CAD/CAM ۲۴±۱۴۱۱ نیوتن و برای نمونه‌های ساخته شده با روش Slip cast ۴۱۲±۱۵۴۲ نیوتن به دست آمد (جدول ۱).

با توجه به اینکه مقایسه‌ی میان دو گروه طبیعی و مستقل از هم انجام می‌گیرد، از آزمون تی غیر مستقل (Independent Samples T-Test) استفاده شد. با انجام آزمون، مقدار p =۰/۳۸ به دست آمد و با مقایسه‌ی آن با α =۰/۰۵ این نتیجه به دست آمد که اختلاف معنادار آماری میان دو گروه وجود ندارد. یعنی میزان مقاومت به شکست در دو گروه تقریبا یکسان بوده و هیچ یک بر دیگری از این لحاظ برتری ندارد.

بحث

همان‌گونه که پیشتر اشاره گردید تفاوت معنادار میان دو گروه کوپینگ‌ها که به دو روش گوناگون ساخته شده بودند وجود نداشت. متغیرهای زیادی وجود دارند که می‌توانند بر روی میزان استحکام به شکست مواد به کار رفته در روکش‌های سرامیک اثرگذار باشند. این متغیرها شامل ابعاد کوپینگ و ماده‌ی ونیر کننده‌ی آن، طرح تراش، سمان به کار رفته، اندازه، جهت،

جدول ۱ *آزمون آماری و انحراف معیار به دست آمده در دو گروه آزمایشی*

گروه	شمار	میانگین	انحراف معیار	میانگین خطای استاندارد	کمترین	بیشترین	p. value
CAD/CAM	۱۶	۱۴۱۱/۰۶	۴۲۴/۴۴۳	۱۰۶/۱۱۱	۶۲۰	۲۲۳۰	۰/۳۸
Slip casting	۱۶	۱۵۴۲/۹۴	۴۱۲/۷۹۳	۱۰۳/۱۹۸	۹۳۷	۲۳۵۰	

Archive of SID
www.SID.ir

گونه‌ی نیروی به کار رفته و محیط آزمایش هستند [۱۲]. ضخامت کوپینگ‌های زیرکونیا بسیار مهم است و تغییرات اندک در آن می‌تواند روی استحکام به شکست آن اثر گذار باشد [۱۲]. در بررسی کنونی از دای‌های برنجی به جای دندان‌های طبیعی استفاده شده است که به این ترتیب با کنترل دقیق بر معیارهای تراش همچون میزان تقارب دیواره‌ها و خط خاتمه‌ی تراش، شکل و اندازه‌ی یکسان همه‌ی دای‌های برنجی و به دنبال آن کوپینگ‌های ساخته شده بر روی آنها حاصل شد. با این وجود، دای‌های برنجی میزان ساپورت بیشتری نسبت به دندان طبیعی از لحاظ خصوصیات مکانیکی (ضریب الاستیسیته و مقاومت به شکست) فراهم می‌کنند که ممکن است یک نکته‌ی منفی در استفاده از این گونه دای‌ها باشد [۱۳]. افزون بر این، با استفاده از دای‌های برنجی به جای دندان‌های طبیعی تاثیر چسبندگی سمان به عنوان یک عامل اثر گذار بررسی نگردیده و از سویی این عامل برای هر دو گروه آزمایش یکسان بوده است. کوپینگ‌های ساخته شده جهت یکنواخت نمودن پخش فشارهای اکلوزالی وارده در آزمایش همگی از یک سطح اکلوزالی صاف برخوردار بودند [۱۳].

میزان نیروی لازم برای شکستن کوپینگ‌های ساخته شده از زیرکونیا در پژوهش کنونی با بررسی‌های انجام شده‌ی دیگر همخوانی دارد. ریچ (Reich) و همکاران، در پژوهشی این میزان را میان ۹۸۰ تا ۱۴۰۰ نیوتن برای کوپینگ‌های ساخته شده به روش CAD/CAM بیان کرده‌اند [۲].

به دست آوردن استحکام شکست بالاتر می‌تواند به وسیله‌ی افزایش ضخامت کوپینگ‌ها یا استفاده از سمان‌های چسبنده (ادهزیو) به دست آید [۲]. در رابطه با استفاده از سمان‌های چسبنده و یا معمولی (Conventional) نظرات متفاوتی در پژوهش‌ها بیان شده است. بیندل (Bindle) و همکاران، در پژوهشی بیان کردند که نیروها در روکش‌های سرامیکی که از سمان‌های باند شونده استفاده می‌کنند نسبت به روکش‌هایی که از سمان‌های غیرچسبنده (Non adhesive) استفاده می‌کنند، به گونه‌ای مستقیم‌تر به ساختار دندان زیرین خود وارد می‌شوند [۱۴]. در محیط دهان، سمان‌های چسبنده از نفوذ مایعات دهانی به سطح‌های درونی روکش‌های سرامیکی جلوگیری می‌کنند و به این ترتیب مانع از اثر ضعیف‌کنندگی آنها بر استحکام روکش می‌شوند [۱۴]. در پژوهشی دیگر روسنتریت (Rosentritt) و همکاران، گزارش کردند که در اثر کاربرد سمان‌های چسبنده یا معمولی اختلاف معنادار در مقاومت به شکست ایجاد نمی‌شود [۱۵]. در پژوهشی دیگر مک‌کورمیک (McCormic) و همکاران نیز، گزارش کردند که گونه‌ی سمان روی مقاومت به شکست روکش‌های تمام سرامیک اثری ندارد [۱۶]. در پژوهش کنونی بر پایه‌ی بررسی‌های بالا و به دلیل استفاده از دای برنجی، از سمان‌های چسبنده استفاده نشده است. ولی استاندارد بودن دای‌های برنجی از نظر قطر، ارتفاع و شکل نسبت به دندان‌های طبیعی تراش خورده برتری بالاتری در ایجاد شرایط یکسان آزمایشگاهی فراهم نموده است.

در پژوهش بیندل و همکاران، میزان مقاومت به شکست برای کوپینگ‌های ساخته شده به روش CAD/CAM با ضخامت ۰/۴ میلی‌متر میان ۶۹۷ تا ۱۶۰۷ نیوتن به دست آمد که در این پژوهش کوپینگ‌ها روی دای‌های ساخته شده از کامپوزیت قرار گرفته بودند [۲] که در محدوده‌ی نتایج حاصله در پژوهش کنونی است. البته در پژوهش بیندل، هدف تنها تعیین محدوده‌ی مقاومت به شکست روکش‌های زیرکونیومی بوده است. هیچ یک از بررسی‌های انجام شده، زیرکونیوم با دو روش ساخت متفاوت را مقایسه نکرده بودند.

چندین عامل بر روی میزان نیروی لازم برای شکستن روکش‌های تمام سرامیک در محیط بیرون دهانی همچون میکرواستراکچر مواد سرامیکی، تکنیک ساخت، شیوه‌ی اتمام و پرداخت و پالیش سطح روکش و روش سمان کردن تاثیر دارند. از دیگر عوامل مهم می‌توان به شرایط آزمایش همچون شرایط نگهداری، روش و گونه‌ی آزمایش استفاده شده و جهت و محل وارد کردن نیرو اشاره کرد [۱۶].

متوسط نیروی جویدن و بلع در انسان ۴۰ نیوتن و حداکثر نیروی جویدن در دندان‌های پشتی میان ۲۰۰ تا ۵۴۰ نیوتن در تغییر است [۱۶]. در پژوهشی دیگر، یاد شده که ترمیم‌های دندانی تحت نیروهایی به میزان ۶۰ تا ۲۵۰ نیوتن در هنگام فانکشن و حتی ۵۰۰ تا ۸۰۰ نیوتن در یک دوره‌ی زمانی کوتاه قرار می‌گیرند. با این وجود بر پایه‌ی محل، این میزان تغییر می‌کند. (در ناحیه‌ی مولرها ۴۰۰ تا ۸۹۰ نیوتن، در ناحیه‌ی پره‌مولرها ۲۲۲ تا ۴۴۵ نیوتن، در ناحیه‌ی کانین‌ها ۱۳۳ تا ۳۳۴ نیوتن ، در ناحیه‌ی دندان‌های پیشین ۸۹ تا ۱۱۱ نیوتن [۸]). در این بررسی بیرون دهانی، نیروی لازم برای شکست هر دو کوپینگ ساخته شده از زیرکونیا به روش slip cast و CAD/CAM، قادر به تحمل نیروهای بیشتر از نیروی ماکزیمم جویدن بودند. کوپینگ‌ها ونیر

Archive of SID

www.SID.ir

نشدند چون استحکام یک روکش، بیشتر توسط استحکام کوپینگ آن تامین می‌شود [۱۶]. بهر حال هر دوی این سیستم‌ها جهت ساخت روکش‌های تمام سرامیک قادر به مقاومت در برابر حداکثر نیروهای جویدن اعمال شونده در دهان هستند.

یکی از نکاتی که باید به آن توجه کرد این است که انجام روند تراش (Milling) ممکن است ترک‌های سطحی ایجاد کند که می‌تواند باعث ضعیف شدن سرامیک روکش‌های ساخته شده به روش CAD/CAM شود [۱۷].

از محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به عدم در نظر گرفتن روندخستگی (Fatigue) اشاره کرد. یک روکش تقریبا روزانه به میزان ۱۵۰۰ سیکل تحت نیرو قرار می‌گیرد و میزان نیروی وارده به آن تا ۷۰۰ نیوتن و یا بیشتر هم بالا می‌رود و در طی پنج سال این میزان به نزدیک دو میلیون سیکل هم می‌رسد [۱۸]. کوپینگ‌های ساخته شده به دو روشی که در پژوهش کنونی مورد آزمایش قرار گرفته‌اند ممکن است در ابتدای فانکشن اختلاف معنادار در استحکام آنها وجود نداشته باشد اما نمی‌توان گفت که در طی گذشت چند سال از فانکشن در دهان باز هم میزان مقاومت آنها به شکست با هم برابر خواهد بود.

در بسیاری از پژوهش‌ها بیان شده که در ترمیم‌های تمام سرامیک (ساخته شده به روش CAD/CAM یا Slip casting) میزان استحکام به شکست آنها با کاربرد اسید HF و سایلن و سمان با رزین‌های چسبنده در مقایسه با استفاده از تکنیک سمان غیر چسبنده (Non adhesive lutting) افزایش می‌یابد [۱۶]. بنابراین می‌توان این نکته را هم در نظر گرفت که اگر در این بررسی از دندان‌های طبیعی به جای دای فلزی استفاده می‌شد که همراه با آن از سمان‌های چسبنده استفاده می‌گردید، نیروهای لازم جهت شکست کوپینگ‌ها بیشتر از مقدار به دست آمده‌ی کنونی می‌بود.

از دیگر محدودیت‌های این پژوهش، انجام آن به گونه‌ی بیرون دهانی بود که کوپینگ‌ها تحت اثر نیرو در یک جهت قرار گرفتند و تحت شرایط پیچیده‌ی نیروهای درون حفره‌ی دهان قرار نداشتند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این پژوهش آشکار کرد که دو روش ساخت متفاوت slip casting و CAD/CAM نمی‌تواند تفاوتی در استحکام نهایی و مقاومت به شکست روکش‌های زیرکونیومی ایجاد کند و بنابراین نمی‌توان از این نظر یک روش ساخت را برتر از دیگری دانست.

قابل توجه

این پژوهش از پایان نامه‌ی دوره‌ی دکترای تخصصی پروتزهای دندانی که به راهنمایی دکتر احمد حسن آهنگری و مشاوره‌ی دکتر کیانوش ترابی و نگارش دکتر سعید صالحی به شماره‌ی ۱۳۰۲ در کتابخانه‌ی دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز ثبت شده، استخراج گردیده است.

Archive of SID

www.SID.ir

References

1. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35: 819-826.
2. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO2 copings. J Prosthet Dent 2008; 99: 369-376.
3. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Bignozzi CA, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. Dent Mater 2008; 24: 357-361.
4. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent 2007; 98: 389-404.
5. Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. J Prosthodont 2008; 17: 370-377.
6. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am 2004; 48: 531-544.
7. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent 2005; 94: 125-131.
8. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent 2007; 98: 120-128.
9. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental materials. In: Anusavice KJ. Dental ceramics. 3nd ed., New York: W.B.Saunders Company; 2003. p. 655-717.
10. Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater 2006; 22: 778-784.
11. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. J Oral Rehabil 2004; 31: 682-688.
12. Snyder MD, Hogg KD. Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. J Contemp Dent Pract 2005; 6: 54-63.
13. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. Dent Mater 2008; 24: 308-318.
14. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. J Oral Rehabil 2006; 33: 520-528.
15. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. Quintessence Int 2009; 40: 655-662.
16. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004; 92: 551-556.
17. Sindel J, Petschelt A, Grellner F, Dierken C, Greil P. Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. J Mater Sci Mater Med 1998; 9: 291-295.
18. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. J Mater Sci Mater Med 2007; 18: 47-56.

www.SID.ir