

بررسی مقاومت به شکست در اینله‌های سرامیکی باند شونده به دندان با دو روش رایج کلینیکی حذف اندرکات

دکتر منصوره میرزائی* - دکتر مریم قوام**† - دکتر زهرا امامی میبیدی***

*استادیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی و درمانی تهران

**دانشیار گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی دانشکده دندانپزشکی و عضو مرکز تحقیقات دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی و درمانی تهران

***متخصص دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی

Title: In vitro evaluation of fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays by two undercut elimination techniques.

Authors: Mirzayi M. Assistant Professor*, Ghavam M. Associate Professor*, Emami Meibodi Z. Operative Dentistry

Address: *Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences

Background and Aim: Polymerization shrinkage of resin cements during setting leads to stress on teeth receiving indirect esthetic restorations. Some methods like blocking out undercuts during cavity preparation with glass ionomer can reduce the mass of resin cement and therefore the amount of stress. The aim of this study was to evaluate the fracture resistance of molar teeth, receiving class I ceramic inlays with two different methods of blocking out undercut.

Materials and Methods: In this experimental study, thirty intact molar teeth were randomly divided into three groups of 10 each. One group was maintained intact as the control group. Similar class I cavities with identical undercuts were prepared on the other groups. In group 2 the undercut was filled with light cured glass ionomer (vitremer 3M) before making impression, and in group 3 they were blocked out in the lab before preparation of the inlay. All the teeth in test groups were restored with indirect ceramic inlays.(vitadur – Alpha/ single bond / Rely X ARC). After thermocycling load causing fracture was assessed by universal testing machine. All the specimens were examined under a stereomicroscope (X40) to determine type of fracture. The results were analyzed by one way ANOVA and Tukey HSD tests. $P < 0.05$ was considered as the level of significance.

Results: The restored groups showed significantly less fracture resistance than the control group. The difference between two test groups was not significant. The fracture in group2 had less destruction.

Conclusion: According to the findings of this study, blocking out the undercut with two different methods (using glass ionomer/ or blocking it out on the die) made no difference in fracture resistance.

Key Words: Fracture resistance; Inlay ceramic; Polymerization shrinkage; Resin cement; Glass ionomer cement

چکیده

زمینه و هدف: سمان‌های رزینی در هنگام سخت شدن به علت فرآیند پلیمریزاسیون دچار انقباض می‌شوند که این انقباض سبب ایجاد استرس می‌شود. اثرات ناشی از انقباض پلیمریزاسیون بر روی ترمیم و دندان اهمیت زیادی دارد. کاهش حجم سمان رزینی می‌تواند در کاهش این اثرات مفید باشد. روش‌هایی همچون حذف اندرکات با ماده مناسبی مثل گلاس آینومر در تراش حفره برای ترمیم غیرمستقیم می‌تواند حجم سمان رزینی به کار رفته را کاهش دهد. هدف از این مطالعه ارزیابی مقاومت به شکست دندان‌های مولر فک پایین با ترمیم کلاس I اینله سرامیکی است که با دو روش مختلف حذف اندرکات تهیه شده‌اند.

روش بررسی: در این مطالعه تجربی ۳۰ دندان مولر سالم به صورت تصادفی به ۳ گروه ۱۰ تایی تقسیم شدند: یک گروه به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد (دندان‌های سالم). بر روی بقیه دندان‌ها حفرات کلاس یک مشابه، با اندرکات استاندارد در دیواره باکال و لینگوآل در زاویه خطی آگزیوپال تراش داده شد. در گروه دوم اندرکات با استفاده از گلاس آینومر (Vitremer (3M USA حذف شد. پس از تهیه قالب از گروه ۲ و ۳ و تهیه دای، اندرکات در گروه ۳ روی دای و قبل از ساخت اینله حذف شد. اینله‌های (Vitadur-Alpha) آماده و با سمان Rely X ARC (3M USA) در دو گروه سمان گردید. پس از ۲۴ ساعت نمونه‌ها

† مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - خیابان قدس - دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران - دانشکده دندانپزشکی - گروه آموزشی ترمیمی

تلفن: ۰۹۱۲۱۲۵۹۹۷۲ - نشانی الکترونیک: mir1335@yahoo.com

تحت ترموسایکل قرار گرفتند و سپس نیروی مقاومت به شکست توسط universal testing machine ارزیابی شد. و با استفاده از آزمون یک طرفه ANOVA و Tukey HSD مورد تحلیل آماری قرار گرفت. شکل شکست نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ با بزرگ نمایی ۴۰ بررسی شد. $p < 0.05$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: مقاومت به شکست در ۲ گروه ترمیم شده بصورت معنی‌داری از گروه کنترل کمتر بود ($p < 0.05$). بین دو گروه ترمیم شده تفاوتی از لحاظ آماری وجود نداشت ($p = 0.199$).

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج حاصل از مطالعه حاضر، روش حذف اندرکات در دو گروه بر مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده اثری نداشت. شکست در گروه ۲ نسبت به گروه ۳ شدت تخریب کمتری داشت.

کلید واژه‌ها: مقاومت به شکست؛ انقباض پلیمریزاسیون؛ سمان گلاس آینومر؛ اینله سرامیکی؛ سمان رزینی

وصول: ۸۶/۰۲/۰۵ اصلاح نهایی: ۸۷/۰۹/۰۵ تأیید چاپ: ۸۷/۰۹/۳۰

مقدمه

می‌تواند یا کاهش توده ماده رزینی و با کمک بیس و لاینر فراهم شود.

همچنین آزادسازی استرس می‌تواند با استفاده از رزین self-cure یا لاینر با ضریب الاستیسته پایین انجام شود (۸،۷).

در مطالعه انجام شده توسط Tolidis مشاهده شد که با استفاده از سمان گلاس آینومر به عنوان بیس در زیر ترمیم کامپوزیتی از میزان انحراف کاسپ‌ها به مقدار زیادی کاسته می‌شود. چندین مطالعه دیگر نیز این نتیجه را تأیید کردند (۸-۱۱).

در تحقیق حاضر اثر روش حذف اندرکات (با کاربرد سمان گلاس آینومر روی دندان یا روی دای و پر شدن فضای اندرکات با سمان رزینی)، بر میزان مقاومت به شکست دندان‌ها و تاثیر این دو روش حذف اندرکات بر شکل شکست نمونه‌ها مورد مطالعه و بررسی قرار گرفت.

روش بررسی

در این مطالعه تجربی که به صورت آزمایشگاهی انجام شد ۳۰ دندان مولر فک پایین کشیده شده سالم و بدون پوسیدگی (با سایز مشابه) انتخاب شدند و در محلول ۰/۵٪ کلرامین به مدت یک هفته به منظور ضدعفونی نگهداری شدند. پس از آن تا زمان انجام مراحل آزمایش دندان‌ها در آب مقطر نگهداری شدند. سپس دندان‌ها در قالب‌های آماده در داخل اکریل خود سخت شونده تا ۲ میلی‌متر زیر CEJ مانع شدند.

۱۰ دندان به عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. در ۲۰ دندان باقیمانده حفرات بزرگ و عمیق کلاس I تراش داده شد. به این صورت که عمق حفره ۴ میلی‌متر و عرض آن $\frac{1}{3}$ فاصله بین کاسپی بود.

اینله‌های سرامیکی بدلیل زیبایی و خواص مکانیکی برتر نسبت به کامپوزیت به طور گسترده‌ای در ترمیم‌های خلفی مورد استقبال قرار گرفته‌اند. با توجه به مطالعات مختلف بهترین ماده برای سمان کردن این ترمیم‌ها سمان رزینی است. اما این سمان‌ها طی پلیمریزاسیون دچار انقباض می‌گردند که منجر به ایجاد استرس می‌شود (۲،۱).

استرس ایجاد شده در سطح داخلی ترمیم بستگی به وجود اتصال بین عاج و سمان و سرامیک و سمان و تغییر شکل یا سیلان سمان در سطوح غیر باند شونده دارد. با توجه به کم بودن سطح آزاد برای سیلان (Flow) سمان رزینی در فضای لبه‌ای بین دندان و اینله، استرس ناشی از انقباض در محل باقی می‌ماند که می‌تواند منجر به بروز مشکلات مختلفی گردد (۱-۳).

به علت فرم خاص پیشرفت پوسیدگی، شکل حفره تهیه شده در ترمیم‌های غیرمستقیم یکنواخت نیست و اندرکات پس از حذف پوسیدگی در نواحی مختلف حفره ایجاد می‌شود. با حذف اندرکات توسط گلاس آینومر یا هر ماده مناسب دیگری میزان سمان رزینی بکار رفته نسبت به زمانی که اندرکات روی دای بلاک اوت شود کمتر خواهد بود.

در مطالعات مختلف مشاهده شده است که تنش‌های انقباض ایجاد شده با افزایش ضخامت و حجم سمان رزینی افزایش می‌یابد و افزایش استرس ایجاد شده احتمال ایجاد شکست در مینا و دندان به علت خمش کاسپ‌ها ریزش و حساسیت پس از ترمیم را بالا می‌برد (۴-۶).

مطالعات مختلف نشان داده است که کاهش انقباض پلیمریزاسیون

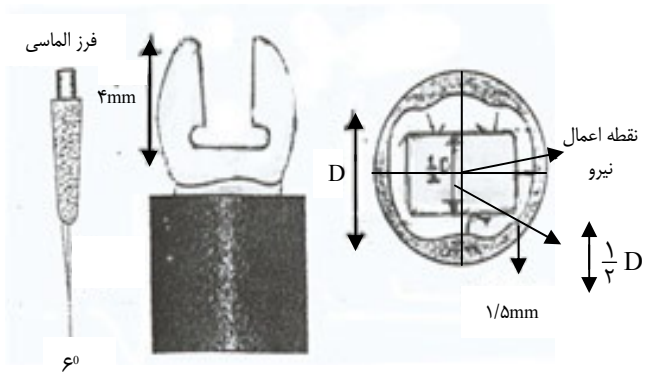
تراش خورده سطوح داخلی اینله‌ها با محلول ۱۱٪ اسید هیدروفلوریک (Ultradent USA) به مدت ۱ دقیقه اچ شده، شسته و خشک گردید. سطوح اچ شده بوسیله ساین (Ultradent USA) آغشته گردیده و پس از ۱ دقیقه خشک گردید.

سطوح تراش خورده دندان در گروه ۲ و ۳ و سطح گلاس آینومر در گروه ۲ بوسیله اسید فسفریک ۳۵٪ (Ultradent USA) به مدت ۱۵ ثانیه اچ گردید و شستشو داده و با گلوله پنبه مرطوب خشک گردید و سطوح اچ شده دندان و سطح داخلی اینله بوسیله عامل باندینگ Single bond (3M ESPE) طبق دستور کارخانه در دو مرحله آغشته بصورت blot-dry خشک گردیده و با شدت 500 mw/cm^2 کیور شد. سمان دوال کیور (3M USA) Rely X ARC رنگ A₁ طبق دستور کارخانه روی پد، به مدت ۱۰ ثانیه مخلوط گردید و لایه نازکی از آن روی اینله سرامیکی و دندان قرار داده شد و ترمیم در حفره قرار گرفته و اضافات سمان با یک برس بعد از ۱ دقیقه برداشته و دندان از جهت اکلوژال برای ۴۰ ثانیه با شدت 500 mw/cm^2 انجام شد جهت یکسان شدن نیروی وارد شده به اینله‌ها حین سمند شدن بلوک‌های حاوی نمونه روی ترازوی دیجیتال قرار گرفت و اینله با نیروی معادل ۱/۵ کیلوگرم سیمان شد.

بعد از آماده شدن، نمونه‌ها در رطوبت ۱۰۰٪ و دمای ۲۳ درجه سانتی‌گراد به مدت ۲۴ ساعت نگه داری شده و سپس تحت ترموسایکل قرار گرفتند (در حمام آب ۵ و ۵۵ درجه سانتی‌گراد به میزان ۵۰۰ سیکل با زمان اکسپوزر ۲۵ ثانیه در هر حمام و زمان بین دو حمام ۱۰ ثانیه). جهت انجام آزمایش مقاومت به شکست از دستگاه (Zwisch Roell 020)، یکی از انواع ماشین‌های universal test، استفاده شد.

یک وسیله با سر Spherical به قطر ۲ میلی‌متر جهت اعمال نیروی فشاری روی بخش میانی سطح اکلوژال نمونه‌ها و عمود بر آن به کار رفت (۱۴). نقطه اعمال نیرو در محل تلاقی خطوطی که دندان را از بعد مزو دیستالی و فاسیو لینگویالی نصف می‌کند و سرعت اعمال نیرو ۱ mm/min بود نیرو تا زمانی اعمال شد که نمونه‌ها دچار شکست گردید. نیروی مربوطه تحت عنوان نیروی مقاومت به شکست هر دندان برحسب kg ثبت شد.

عرض مزویدیستالی حفره به گونه‌ای در نظر گرفته شد که ضخامت مارژینال ریج مزیالی و دیستالی ۱/۵ میلی‌متر باشد. این تراش توسط فرز الماسی (FG₁-1155,SS White) صورت گرفت (شکل ۱).



شکل ۱- طرح شماتیک تراش حفره

تهیه‌اندرکات استاندارد با استفاده از فرز روند الماسی به قطر ۱ میلی‌متر (FG₁-1166.ss.white) صورت گرفت. به این ترتیب که فرز روند در زاویه خطی دیواره باکالی و لینگویالی حفره طی ۵ بار حرکت رفت و برگشت اندرکات ایجاد می‌کرد. برای تراش حفره و اندرکات هر ۵ دندان از فرز جدید استفاده شد. در هنگام تراش سرعت بالا و خنک کننده آب و هوا استفاده گردید. بعد از تکمیل تراش دندان‌های تراش خورده به صورت تصادفی به ۲ گروه ۱۰ تایی تقسیم شدند.

در گروه ۲ اندرکات ایجاد شده با گلاس آینومر (3M ESPE) Vitremer طبق دستور کارخانه سازنده بلاک اوت گردید بطوریکه ضخامت سمان گلاس آینومر در کف حفره ۱ میلی‌متر باشد. سپس با شدت نوری 500 mw/cm^2 با دستگاه Optilux 501 (Kerr) پخت شد. در گروه ۲ و ۳ قالب گیری باتری اختصاصی و ماده قالب‌گیری پلی‌وینیل سایکوکسان (3M ESPE) imprint II با دو ویسکوزیته آماده گردید و با گچ extra-hard ریخته شد. بعد از آماده شدن کست‌ها در گروه ۳ اندرکات روی کست قبل از ساخت اینله توسط تکنسین حذف شد و اینله‌های سرامیکی با پرسنل پودر عاجی Vitadur-Alpha (Vita Germany) آماده گردید.

پس از آماده‌سازی اینله‌ها و بررسی تطابق آن با حفرات دندانی

بررسی نحوه شکست دندان‌ها (mode of failure)

پس از شکست هر دندان، سطح شکسته نمونه‌ها توسط استریومیکروسکوپ با بزرگنمایی ۴۰ برابر بررسی و نحوه شکست برای هر دندان ثبت گردید ملاک مقایسه نحوه شکست دندان‌ها طبقه بندی ارائه شده توسط Burke و همکاران در سال ۱۹۹۳ بود (۱۲).

نوع I: شکست در ترمیم

نوع II: شکست در ترمیم و یک کاسپ

نوع III: شکست در ترمیم و در کمتر از نصف دندان

نوع IV: شکست در ترمیم و درگیری بیش از نصف دندان

نوع V: شکست شدید. درگیری کل ساختمان دندان یا شکست طولی علاوه بر این ناحیه اندرکات جهت مشاهده و بررسی محل جدا شدگی سمان از کف حفره بررسی شد.

روش جمع آوری داده‌ها و آنالیز آماری

اطلاعات مربوط به نیروی مقاومت به شکست گروه‌های دندان‌ها حاصل از تست مقاومت به شکست در بانک اطلاعاتی نرم افزاری SPSS ذخیره شد.

ابتدا میانگین و انحراف معیار نیروی مقاومت به شکست در هر گروه بدست آمد. سپس تست آنالیز واریانس یک طرفه ANOVA برای مقایسه داده‌ها استفاده گردید. Multiple comparison نیز توسط آزمون Post Hoc از نوع Tukey HSD انجام گرفت.

یافته‌ها

متوسط نیروی مقاومت به شکست با انحراف معیار مربوط در گروه‌های مورد مطالعه در جدول ۱ ارائه شده است. مقایسه بین گروه‌های ۱ تا ۳ نشان داد که نیروی مقاومت به شکست در گروه اول (گروه دندان‌های سالم) بطور معنی‌داری از دو گروه دیگر که با دو روش مختلف حذف اندرکات سمان شده بود، بیشتر بوده است ($p < 0.05$). میانگین نیروی مقاومت به شکست در گروه اول $378/69 \pm 34/15$ در گروه دوم $301/73 \pm 56/48$ و در گروه سوم $262/46 \pm 44/88$ بود. بین دو گروه دندان‌های ترمیم شده اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($p = 0.199$) (جدول ۱). ویژگی الگوی شکست در جدول ۱ نشان داده شده است. در گروه ۲ شکل شکست بطور غالب از نوع II و III و در گروه ۳ از نوع III و IV بود.

جدول ۱- میانگین و انحراف معیار سه گروه مورد مطالعه

میانگین و انحراف معیار	گروه‌ها
$378/69 \pm 34/15$	گروه یک (گروه کنترل)
$301/73 \pm 56/48$	گروه دو
$262/46 \pm 44/88$	گروه سه
$314/30 \pm 66/09$	جمع

بحث و نتیجه گیری

در مطالعه حاضر تاثیر دو روش مختلف حذف اندرکات بر مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده با اینله‌های سرامیکی بررسی شد. همچنین مقاومت به شکست نمونه‌های ترمیم شده با دندان‌های سالم (گروه کنترل) مقایسه شد.

نتایج نشان داد که دندان‌های سالم نسبت به دو گروه ترمیم شده بطور قابل‌توجهی مقاومت به شکست بالاتری دارند. در مطالعات بسیاری که اثر ترمیم‌های باند شونده را در افزایش مقاومت به شکست دندان بررسی کرده‌اند گزارش شده است که این ترمیم‌ها قادر به استحکام بخشی به دندان تراش خورده در حد دندان سالم نیستند (۱۳-۱۶). مطالعات مختلف نشان داده‌اند که کاهش رزینی یکی از راهکارهای کاهش استرس ناشی از انقباض پلیمریزاسیون و اثرات ناشی از آن از جمله شکستگی مینا و ترمیم است (۵، ۶).

در مطالعه حاضر حجم سمان رزینی بکار گرفته در گروه ۲ که اندرکات با سمان گلاس آینومر حذف شده بود، کاهش یافته بود. اما در مقایسه با گروه ۳ که فضای اندرکات با سمان رزینی اشغال شده بود اختلاف قابل‌ملاحظه‌ای از نظر مقاومت به شکست دندان‌ها ملاحظه نشد. شاید نوع باندینگ و سمان رزینی بکار رفته در مطالعه در نتیجه بدست آمده مؤثر باشد. باندینگ عاجی بکار رفته Single bond (3M.USA) فواید کوپلیمر پلی آلکنوئیک اسید را دارد (۱۷). گزارش شده که پلی آلکنوئیک اسید، ترکیبات کلسیم-پلی‌الکنوئیک را در ناحیه سطحی لایه هیبرید شکل می‌دهد که ممکن است با آزاد کردن استرس افزایش یافته، تا حدی interface باند شده را ثبات بخشد (۱۷). این مکانیسم مشابه باند سمان گلاس آینومر به نسج دندان است. همین باند شیمیایی نقش مهمی در ثبات باند در برابر عوامل مخرب دارد (۶).

می‌تواند در اثرات ایجاد شده ناشی از آن مؤثر باشد (۲۲). آنالیز و طبقه‌بندی الگوی شکست براساس طبقه‌بندی Burke انجام شد (۱۲) و طبق جدول ۲ الگوی شکست در گروه ۲ بطور غالب از نوع II و III و در گروه ۳ از نوع III و IV بود که نشان می‌دهد انتشار استرس درون ترمیم و شکل شکست در دو گروه متفاوت است. شکل شکست در گروه ۲ نسبت به گروه ۳ شدت تخریب کمتری داشت. در ناحیه اندرکات در گروه ۳ در ۴ مورد از نمونه‌ها با بزرگنمایی ۴۰ جدا شدگی سمان رزینی از عاج مشاهده شد.

جدول ۲- طبقه بندی الگوی شکست در گروه‌های ۲ و ۳

گروه	الگوی شکست				
	I	II	III	IV	V
گروه ۲	-	۳	۴	۱	۲
گروه ۳	-	۱	۳	۴	۲

مطالعات مختلف آنالیز فتوالاستیک (۲۵) و Finite element نشان داده است (۲۶، ۲۷) که الگوی پخش استرس در آسیب وارد شده به ترمیم، interface ترمیم و دندان و یا ساختمان دندان مؤثر است به این صورت که یا استرس به ترمیم وارد شده منجر به ایجاد crack در ترمیم می‌شود یا به interface ترمیم و دندان وارد و سبب ایجاد gap می‌شود که خود ایجاد فاصله بین دیواره عاجی و ماده رزینی در آزادسازی استرس شرکت می‌کند (۲۵) و یا با انتقال به ساختمان دندان سبب انحراف کاسپی می‌شود (۵، ۶). در مطالعه حاضر مقاومت به شکست دندان‌های ترمیم شده با اینله‌های سرامیکی با دو روش متفاوت حذف اندرکات به طور معنی‌داری از دندان‌های تراش نخورده پایین‌تر بود، ولی بین دو روش حذف اندرکات اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. اما شکل شکست نمونه‌ها متفاوت بود. برخی از محققین از مدل دو بعدی آنالیز اجزای محدود برای بررسی خمش کاسپال و توزیع استرس در حد فاصل دندان-ترمیم استفاده کردند و نشان دادند که ترمیم اینله سرامیک در حد فاصل عاج-ادهزیو افزایش کشش نشان می‌دهند و کشش اینترفاسیال در حد فاصل عاج با flexibility ماده افزایش می‌یافت. دندان‌هایی که با کامپوزیت ترمیم شده بودند باعث افزایش خمش کاسپ شد در حالیکه سرامیک سبب افزایش stiffness شد (۲۸). میزان استحکام خمشی سرامیک‌ها از طیف

سمان رزینی استفاده شده (Rely X ARC/ 3M. USA) یک سمان dual-cure است. این سمان دو خمیری طبق دستور سازنده باید ۱۰ ثانیه تحت عمل اختلاط قرار گیرد. عمل اختلاط می‌تواند حباب‌های هوا را در توده سمان ایجاد کند. حضور حباب‌های هوا با افزایش سطوح داخلی باند نشده اجازه جریان بیشتر رزین در مدت پلیمریزاسیون را می‌دهد و می‌تواند به کاهش استرس انقباض کمک کند (۱۸). حضور اکسیژن در حباب‌های هوا در کاهش استرس شرکت می‌کند (۱۹).

افزایش حجم حباب‌های هوا در ماده رزینی تا ۵٪ می‌تواند سطح استرس را تا ۵۰ درصد کاهش دهد که تصور می‌شود بدلیل بزرگ شدن حباب‌ها در مدت ایجاد استرس انقباض تا ۱۰٪ قطر اولیه باشد (۱۹).

آزادسازی استرس در لایه‌های نازک رزینی با میزان تخلخل در رزین متناسب است. حضور حباب در ماده اجازه می‌دهد حجم و شکل ترمیم در مدت Setting تغییر کند (۲۰، ۲۱). بنابراین احتمالاً افزایش حجم سمان در گروه ۳ با افزایش حجم حباب همراه بوده و انقباض ناشی از حجم اضافه شده سمان تا حدی جبران شده و منجر به ایجاد نتایج مشابه در دو گروه گردیده است. افزایش حجم حباب‌ها در حجم بالای سمان رزینی بکار رفته می‌تواند تا حدی در آزادسازی استرس نقش داشته باشد (نیروی انقباضی به جای اعمال بر دیواره‌ها و تخریب آن صرف افزایش حجم حباب می‌شود). در مطالعه‌ای که توسط قوام و پیشه‌ور انجام شد اثر حذف اندرکات با گلاس آینومر در کاهش استرس انقباضی به روش آنالیز عناصر محدود (finite element) بررسی و اختلاف استرس ایجاد شده در ناحیه اندرکات در حالتی که اندرکات با گلاس آینومر پر شده بود، در مقایسه با اشغال فضای اندرکات با سمان رزینی حدود ۱۰ Mpa گزارش شد که میزان قابل توجهی است (۲۲). البته در این مطالعه مقادیر استرس بدست آمده در بخش‌های مختلف ارتباط مستقیم با ویژگی‌های مکانیکی ماده (الاستیک مدولوس و ضریب پواسون) و درصد انقباض ناشی از پلیمریزاسیون در سمان رزینی دارد. باتوجه به این که برای انواع مختلف سمان رزینی، گلاس آینومر، سرامیک و حتی مینا و عاج الاستیک مدولوس و ضریب پواسون متغیری گزارش شده است، مقادیر محاسبه شده استرس می‌تواند با کاربرد مواد مختلف، متفاوت باشد (۲۳، ۲۴). اما نحوه توزیع استرس

حساسیت پس از ترمیم، می تواند سودمند باشد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از مساعدت آقای دکتر محمد جواد خرازی فرد که تجزیه و تحلیل آماری این تحقیق را برعهده داشتند تشکر و قدردانی می گردد. همچنین از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران که با حمایت مالی آن مرکز این تحقیق در قالب یک طرح تحقیقاتی به شماره ۱۳۲/۶۹۲۶ به انجام رسید، صمیمانه تشکر و قدردانی می گردد.

گسترده ای برخوردار است. Herrero و همکاران این استحکام را از ۳۹/۷۳ برای Cercon Ceram تا ۱۲۶/۴۳ برای Nobel Rondo گزارش نمودند (۲۹). با توجه به این طیف به نظر می رسد که در مطالعات بررسی استحکام دندان های ترمیم شده با سرامیک ها نه تنها به نوع سیمان، روش چسباندن و یا روش حذف اندرکات بلکه به نوع سرامیک هم باید توجه شود. لزوم انجام مطالعات آزمایشگاهی وسیع تر در این زمینه ضروری است زیرا الگوی مقاومت به شکست دندان های ترمیم شده با تکنیک غیرمستقیم بسیار پیچیده است و چندین فاکتور بر انتشار استرس اثر می گذارد. به علاوه مطالعات کلینیکی طولانی مدت و بررسی دیگر اثرات کاهش استرس با کاهش توده سمان در ریزش و

منابع:

- 1- Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987 Nov;66(11):1636-9.
- 2- Martin N, Jedyakiewicz NM, Williams DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays *J Dent.* 1999 Jan;27(1):29-36.
- 3- Roberts JC, Powers JM, Craig RG. Fracture toughness of composite and unfilled restorative resins. *J Dent Res.* 1977 Jul;56(7):748-53.
- 4- Karaağaçlıoğlu L, Zaimoğlu A, Akören AC. Microleakage of indirect inlays placed on different kinds of glass ionomer cement linings. *J Oral Rehabil.* 1992 Sep;19(5):457-69.
- 5- Peutzfeldt A, Asmussen E. A comparison of accuracy in seating and gap formation for three inlay/onlay techniques. *Oper Dent.* 1990 Jul-Aug;15(4):129-35.
- 6- Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 1999 Mar;81(3):335-44.
- 7- Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent.* 1996 Jan-Feb;21(1):17-24.
- 8- McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J.* 1986 Dec 6;161(11):405-9.
- 9- Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater.* 1998 Nov;14(6):417-23.
- 10- Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cuspal deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent.* 2001 Jul-Aug;26(4):406-11.
- 11- Lindberg A, van Dijken JW, Lindberg M. 3-year evaluation of a new open sandwich technique in Class II cavities. *Am J Dent.* 2003 Feb;16(1):33-6.
- 12- Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent.* 1993 Nov-Dec;18(6):230-6.
- 13- St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent.* 2003 Jun;89(6):551-7.
- 14- Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int.* 1990 Oct;21(10):823-31.
- 15- Wieczkowski G Jr, Joynt RB, Klockowski R, Davis EL. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1988 Sep;60(3):283-7.
- 16- McCulloch AJ, Smith BG. In vitro studies of cuspal reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J.* 1986 Dec 20;161(12):450-2.
- 17- Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int.* 2004 Jan;35(1):29-34.
- 18- Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater.* 1993 Jan;9(1):2-5.
- 19- Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Mol A, Davidson CL. The dependence of shrinkage stress reduction on porosity concentration in thin resin layers. *J Dent Res.* 1992 Sep;71(9):1619-22.
- 20- Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent.* 1991 Feb;19(1):24-32.
- 21- Erickson RL, Glasspoole EA. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent.* 1994;6(5):227-44.
- ۲۲- قوام مریم (استاد راهنما)، پیشه ور احمدرضا (استاد راهنما)، پیشه ور لیلا. بررسی توزیع تنش در دو تکنیک تهیه اینله سرامیکی با استفاده از روش اجزاء محدود. پایان نامه شماره ت ۴۵۶، رشته ترمیمی دندانپزشکی، دانشکده دندانپزشکی تهران. دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران سال ۸۲ - ۱۳۸۱.
- 23- Ensaff H, O'Doherty DM, Jacobsen PH. The influence of the restoration-tooth interface in light cured composite

- restorations: a finite element analysis. *Biomaterials*. 2001 Dec;22(23):3097-103.
- 24-** Magne P, Douglas WH. Interdental design of porcelain veneers in the presence of composite fillings: finite element analysis of composite shrinkage and thermal stresses. *Int J Prosthodont*. 2000 Mar-Apr;13(2):117-24.
- 25-** Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Polymerization contraction stress of resin composite restorations in a model Class I cavity configuration using photoelastic analysis. *J Esthet Dent*. 2000;12(6):309-19.
- 26-** Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater*. 2004 Jul;20(6):554-64.
- 27-** De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. *Dent Mater*. 2005 Nov;21(11):1025-32.
- 28-** Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Dec;23(6):543-55.
- 29-** Herrero A.A, Sierraalta M, Razzoog M.E. Flexural strength of several porcelain systems for Zirconium ceramics. *J Dent Res*; March 2006.