Comparison of flexural strength of different composite restoratives using the three-point bending test

M. Saffarpour* M. Jaffari** M. Mohammadi Savadroudbari*** M. Beigi****

*Assistant Professor of Operative Dentistry, School of Dentistry, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin, Iran
**Operative Dentistry Specialist
***Assistant of Operative Dentistry, School of Dentistry, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin, Iran
****Dentist

Abstract

Background: Composite is one of the restorative materials used for the posterior teeth. The strength of restorative material is important due to heavy loading on the posterior teeth.

Objective: The purpose of this study was to compare the flexural strength of three dental composites.

Methods: In this experimental study, ten specimens of each composite, including a nanocomposite Filtek Z350, a hybrid composite Filtek Z250, and a Silorane-based P90 were prepared according to the manufacturer's instructions (3M-ESPE USA) and ISO 4049. After light polymerization, the specimens were stored for 24 h in distilled water at 37º C. The specimens were subsequently blot dried and their flexural strength was measured using the three-point bending test by an Instron Universal testing machine. Data were analyzed using repeated measures ANOVA and Mauchly`s test.

Findings: Mean Flexural strength of the Z350 composite and Z250 composite was 0.084 and 0.024 MP, respectively and the difference was statistically significant. Flexural strength of the Z350 composite and Z250 composite was not significantly different from the P90 composite (0.049 MP).

Conclusion: With regards to the results, it seems that the Z350 composite is more appropriate for posterior teeth restoration due to its higher flexural strength.

Keywords: Flexural Strength, Dental Composite, three-point Bending Test

Citation: Saffarpour M, Jaffari M, Mohammadi M, Beigi M. Comparison of flexural strength of different composite restoratives using the three-point bending test. J Qazvin Univ Med Sci. 2016; 19 (6): 50-56.

Corresponding Address: Maryam Mohammadi Savadroudbari, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Qazvin University of Medical Science, Shahid Bahonar Blvd., Qazvin, Iran
Email: Maryam_Mohammadi3400@yahoo.com
Tel: +98-912-3631157
Received: 19 Feb 2015
Accepted: 5 Sep 2015

مقایسه استحکام خمشی کامپوزیت‌های مختلف با استفاده از روش خمش سه نقطه‌ای

دکتر مهشید صفارپور* دکتر مریم جعفری** دکتر مریم محمدی سوادرودباری*** دکتر مریم علی‌بیگی****

* استادیار ترمیمی و زیبایی دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی قزوین، قزوین، ایران
** متخصص ترمیمی و زیبایی
*** دستیار تخصصی ترمیمی و زیبایی دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی قزوین، قزوین، ایران
**** دانش‌آموخته دندان پزشکی عمومی دانشگاه علوم پزشکی قزوین، قزوین، ایران

آدرس نویسنده مسؤول: قزوین، بلوار شهید باهنر، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی قزوین، گروه آموزشی ترمیمی و زیبایی، تلفن ۰۹۱۲۳۶۳۱۱۵۷
Email: Maryam_Mohammadi3400@yahoo.com
تاریخ دریافت: ۹۳/۱۱/۳۰ تاریخ پذیرش: ۹۴/۶/۱۴

چکیده

زمینه: کامپوزیت یکی از مواد ترمیمی مورد استفاده در دندان‌های خلفی است. به علت نیروهای وارده بر این دندان‌ها، استحکام ماده ترمیمی اهمیت بسیار دارد.

هدف: مطالعه به منظور مقایسه استحکام خمشی سه گروه از کامپوزیت‌های دندانی انجام شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی ۱۰ نمونه از هر کدام از کامپوزیت‌های نانوفیل Filtek Z350، هیبرید Filtek Z250 و Silorane-based P90 مطابق دستور کارخانه سازنده (3M-ESPE USA) و استاندارد ایزو ۴۰۴۹ تهیه شد. پس از پلیمریزاسیون نوری، نمونه‌ها به مدت ۲۴ ساعت در آب مقطر ۳۷ درجه سانتی‌گراد غوطه‌ور شدند. سپس با کاغذ خشک‌کن، خشک و استحکام خمشی آن‌ها با استفاده از دستگاه universal testing با روش خمش سه نقطه‌ای اندازه‌گیری شد. داده‌ها با آزمون‌های آماری اندازگیری مکرر آنوا و ماچلی تحلیل شدند.

یافته‌ها: میانگین استحکام خمشی کامپوزیت Z350 برابر ۰/۰۸۴ مگاپاسکال و کامپوزیت Z250 برابر ۰/۰۲۴ مگاپاسکال بود و تفاوت آماری معنی‌داری داشت. استحکام خمشی کامپوزیت‌های Z350 و Z250 با کامپوزیت P90 (۰/۰۴۹ مگاپاسکال) تفاوت آماری معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌ها، به نظر می‌رسد کامپوزیت Z350 به دلیل استحکام خمشی بالاتر، جهت استفاده در ترمیم دندان‌های خلفی مناسب‌تر است.

کلیدواژه‌ها: استحکام خمشی، کامپوزیت دندانی، آزمون خمش ۳ نقطه‌ای

مقدمه:

امروزه ترمیم‌های کامپوزیتی به دلایل زیبایی، چسبیدن به دندان و برداشتن کم‌تر نسج دندان کاربرد وسیعی دارند. مواد ترمیمی در معرض تنش‌های مکانیکی در محیط دهان قرار می‌گیرند و خواص مکانیکی ترمیم‌ها باید در حدی باشد که بتواند در برابر تنش‌های ناشی از جویدن مقاومت کند.[۱-۳]

با وجود پیشرفت مداوم خواص مکانیکی مواد اتصال یابنده و کامپوزیت‌ها، این مواد هنوز محدودیت‌هایی در مقاومت به شکست جهت کاربرد در دندان‌های خلفی دارند.[۲] کامپوزیت‌ها هنگام استفاده در ترمیم‌های خلفی باید خصوصیات مکانیکی و فیزیکی مناسبی جهت ایستادگی در برابر نیروهای دندانی از قبیل استحکام بالا، مقاومت در برابر سایش و کاهش پلیمریزاسیون انقباضی داشته باشند که در نهایت بتوانند موفقیت بالینی این ترمیم‌ها را تأمین کنند.[۴] استحکام، یک خصوصیت مهم مواد ترمیمی است که به ریزساختار و ترکیب ماده، روش آزمایش مکانیسم شکست و محیط بستگی دارد.[۵]

روش‌های مختلفی برای بررسی خواص مکانیکی ترمیم‌ها وجود دارد مانند اندازه‌گیری استحکام فشاری، کششی، برشی و خمشی.[۳] استحکام خمشی بالا برای

ترمیم‌هایی لازم است که تحت تنش‌های جونده قرار می‌گیرند.[۱] سازمان استاندارد بین‌المللی (ISO)، اندازه‌گیری استحکام خمشی را به منظور غربال‌گری مواد رزینی توصیه کرده است.[۵و۶] استحکام خمشی نسبت به استحکام فشاری و کششی به تغییرات جزئی ساختمان مواد حساسیت بیش‌تری دارد، همچنین استحکام خمشی با کارایی بالینی مواد ترمیمی ارتباط بیش‌تری دارد.[۳و۷]

عوامل مختلفی در استحکام خمشی کامپوزیت‌ها تأثیر دارند. کاهش اندازه ماده پرکننده (فیلر) و به دنبال آن افزایش میزان ماده پرکننده موجود در کامپوزیت‌ها، به دلیل انتقال بهتر تنش بین اجزای کامپوزیت و همچنین بهبود خصوصیات مکانیکی کامپوزیت سبب افزایش استحکام خمشی کامپوزیت می‌شود.[۱و۲و۴و۵و۱۲-۸] از طرفی نوع ماده پرکننده نیز بر استحکام خمشی مؤثر است و ماده پرکننده با استحکام بیش‌تر، سبب افزایش استحکام خمشی کامپوزیت می‌شوند؛ به طوری که کاربرد مواد پرکننده سرامیکی سبب تولید کامپوزیت‌های مقاوم‌تر می‌شود.[۱۳]

کامپوزیت‌های نانوفیل مانند Filtek Z350 (3M–ESPE USA) مواد پرکننده بسیار کوچکی دارند که تجمع (agglomeration) و حجم بالای آن‌ها در این کامپوزیت‌ها، به بالا بردن خواص فیزیکی و استحکام خمشی کامپوزیت منجر می‌شود و استفاده از آن‌ها را در دندان‌های خلفی موثر می‌کند.[۱۲]

عامل دیگر مؤثر در استحکام خمشی کامپوزیت‌ها درجه تبدیل (conversion) پلیمریزاسیون است که با افزایش آن، استحکام خمشی نیز افزایش می‌یابد. کامپوزیت‌های سیلوران بیس (silorane-based) طی مکانیسم باز شدن حلقه، به دلیل افزایش کارایی پلیمریزاسیون نسبت به کامپوزیت‌های دی متاکریلاتی، استحکام بالاتری را نشان داده‌اند و به دلیل استحکام بالا می‌توانند در ترمیم دندان‌های خلفی استفاده شوند.[۱۱]

روش استاندارد ارزیابی استحکام خمشی، آزمون خمش سه نقطه‌ای است که در آن نیرو توسط یک بار استوانه‌ای به وسط نمونه میله‌ای شکل اعمال می‌شود که بر روی دو تکیه‌گاه قرار دارد تا زمانی‌که نمونه بشکند. به دلیل تجمع تنش در وسط میله قبل از شکستن نمونه، ابتدا تغییری V شکل در محل اعمال نیرو اتفاق می‌افتد که باعث می‌شود نیروی زیادی جهت شکستن نمونه لازم باشد. بنابراین میزان استحکام خمشی بیش‌تر از میزان واقعی آن به نظر می‌رسد.[۱۴] در روش آزمون خمش سه نقطه‌ای نمونه‌ها بر روی دو تکیه‌گاه استوانه‌ای به قطر ۲ میلی‌متر با فاصله ۲۰ میلی‌متر از یکدیگر قرار داده می‌شوند. سپس با استفاده از یک پیستون استوانه‌ای به قطر ۲ میلی‌متر نیرویی از قسمت مرکزی سطح فوقانی نمونه‌ها تا زمان شکست آن‌ها اعمال می‌شود.[۱۵]

با توجه به تجاری شدن کامپوزیت‌های نانوفیل و سیلوران بیس و به علت متفاوت بودن نوع و میزان ماده پرکننده و نوع ماده زمینه در این کامپوزیت‌ها به بررسی میزان استحکام این مواد برای کاربرد در دندان‌های خلفی نیاز است. لذا مطالعه حاضر با هدف مقایسه استحکام خمشی کامپوزیت‌های دندانی هیبرید Filtek Z250، نانوفیل Filtek Z350 و سیلوران بیس P90 به روش خمش سه نقطه‌ای انجام شد.

❋مواد و روش‌ها:

این مطالعه تجربی آزمایشگاهی در سال ۱۳۹۲ در دانشکده دندان‌پزشکی قزوین انجام شد. ۱۰ نمونه کامپوزیتی برای هر گروه از کامپوزیت‌های هیبرید (Filtek Z250)، نانوفیل (Filtek Z350) و سیلوران بیس (packable P90) که همگی رنگ A3 و ساخت کارخانه 3M-ESPE USA بودند، تهیه شد.

هر نمونه مورد آزمایش براساس استاندارد ایزو ۴۰۴۹ جهت بررسی استحکام خمشی با آزمون خمش سه نقطه‌ای توسط دستگاه universal testing آماده شد. برای آماده‌سازی نمونه‌ها از یک مولد فلزی با ابعاد ۲۵(±۲)×۲(±۰/۱)×۲(±۰/۱) میلی‌متر مکعب استفاده شد. مولد با استفاده از چسب نواری، ثابت و کامپوزیت با وسیله

دستی در داخل مولد قرار داده شد و یک نوار سلولوئیدی به همراه یک لام شیشه‌ای به ضخامت ۱/۵ میلی‌متر روی سطح فوقانی کامپوزیت قرارگرفت و روی کامپوزیت فشرده شد تا اضافه کامپوزیت قبل از پلیمریزاسیون برداشته شود. سطح فوقانی و تحتانی نمونه‌های کامپوزیتی مطابق دستور سازنده (3M,USA) به مدت ۴۰ ثانیه نوردهی شد. پلیمریزاسیون طی ۳ مرتبه تابش به وسیله دستگاه نور پخت (لایت کیور) نوع اپتی لوکس-۵۰۱ (Kerr USA) با قدرت۵۰۰ میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع انجام و به کمک یک رادیومتر Demetron مدل ۱۰۰ اندازه‌گیری شد. هنگام نوردهی، نوک سر دستگاه مماس بر سطح اسلب و عمود بر آن نگه داشته شد تا فاصله آن از نمونه‌های کامپوزیت حداکثر به اندازه ۱/۵ میلی‌متر باشد.

برون‌ده دستگاه به تناوب با رادیومتر ارزیابی شد تا قدرت آن همواره بیش از ۴۵۰ میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع بماند. نمونه‌ها پس از جداسازی از مولد، به مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در آب مقطر نگه‌داری شدند. پس از گذشت زمان مذکور، ابتدا نمونه‌ها با کاغذ خشک‌کن خشک شدند و اضافه آن‌ها با کاغذ سمباده برداشته شد.

سپس نمونه‌ها در دستگاه universal testing قرار گرفتند و نیرویی با سرعت ۰/۵ میلی‌متر در دقیقه تا زمان شکست نمونه‌ها اعمال شد و بالاترین عدد در نمودار شکست به عنوان استحکام خمشی ثبت شد.

داده‌ها با نرم‌افزار SPSS ۱۸ و آزمون‌های آماری اندازه‌گیری مکرر آنوا و ماچلی تحلیل شدند و سطح خطای نوع اول ۵ درصد در نظر گرفته شد.

❋یافته‌ها:

میانگین استحکام خمشی کامپوزیت Z350 از سایر کامپوزیت‌ها بیش‌تر بود و با فرض همگن بودن واریانس گروه‌ها، تفاوت معنی‌داری بین Z350 و Z250 مشاهده شد (P=۰/۰۶۸). با آزمون دو به دو میانگین استحکام خمشی کامپوزیت‌های Z350 با Z250 تفاوت آماری معنی‌داری داشت. (P=۰/۰۴۹) ولی استحکام خمشی کامپوزیت P90 با کامپوزیت‌های Z350 (P=۰/۲۵۳) و Z250 (P=۰/۰۴۹) تفاوت آماری معنی‌داری نداشت (جدول شماره ۱).

جدول ۱- مقایسه میانگین استحکام خمشی در گروه‌های کامپوزیت مورد مطالعه (هر گروه ۱۰ نمونه)

گروه کامپوزیت	استحکام خمشی (مگاپاسکال)	دامنه
Z350	۰/۰۸۴ ± ۰/۰۶۶	۰/۰۱۰ -۰/۱۵
Z250	۰/۰۲۴ ± ۰/۰۳۰	۰/۰۱۰ -۰/۱۱۰
P90	۰/۰۴۹ ± ۰/۰۶۴	۰/۰۱۰ -۰/۱۸۰

❋بحث و نتیجه‌گیری:

این مطالعه نشان داد که استحکام خمشی کامپوزیت Filtek Z350 از کامپوزیت Filtek Z250 بیش‌تر بود، ولی هردو تفاوت معنی‌داری با کامپوزیت Packable P90 نداشتند.

در این مطالعه از استاندارد ایزو ۴۰۴۹ استفاده شد که این امر امکان مقایسه نتایج مطالعه را با سایر مطالعه‌ها می‌دهد. در این روش پیشنهاد شده است نمونه‌ها ۲۴ ساعت قبل از آزمایش در آب مقطر نگه‌داری شوند تا مونومرهای واکنش نکرده در ماتریکس رزینی کاهش یابند و کامپوزیت سخت‌تر شود. نگه‌داری ۲۴ ساعت قبل از آزمایش، سبب اعمال تنها دوره کوتاه مکانیکی قبل از شکست نمونه می‌شود و عملکرد طولانی مدت را نشان نمی‌دهد. با این حال آزمون خمش سه نقطه‌ای؛ روش استاندارد تعیین استحکام است.[۱۶]

در این مطالعه میانگین استحکام خمشی کامپوزیت Z350 از Z250 بیش‌تر بود، ولی بین استحکام خمشی این دو کامپوزیت با کامپوزیت P90 تفاوت معنی‌دار آماری وجود نداشت. در مطالعه هامودا و همکاران استحکام خمشی کامپوزیت Z350 بیش‌تر از Z250 بود، ولی تفاوت معنی‌دار نبود. آن‌ها دریافتند که با افزایش

حجم ماده پرکننده خواص مکانیکی از جمله استحکام خمشی افزایش می‌یابد.[۱۷] همچنین براساس مطالعه دی آلپینو و همکاران کامپوزیت Filtek Z350 بعد از انجام مرحله پیرسازی، استحکام خمشی بیش‌تری نسبت به کامپوزیت‌های دیگر از جمله Filtek Z250 داشت.[۱۲]

در کامپوزیت Z250 و Z350 مواد پرکننده کروی باعث توزیع بهتر تنش‌های مکانیکی نسبت به مواد پرکننده غیرمدوری می‌شود که زوایای تیزی دارند و به عنوان مناطق تمرکز تنش و شروع تَرَک، عمل می‌کنند.[۵و۱۱و۱۸] کامپوزیت Z350 کامپوزیت نانوفیل با ذرات نانو سیلیکای ۲۰ نانومتر و ذرات زیرکونیا- سیلیکای ۰/۶ تا ۱/۴ میکرومتری است. در کامپوزیت نانوفیل، TEG DMA با BISGMA و UDMA جای‌گزین می‌شود. این دو رزین، مولکولی با وزن بالا هستند و تعداد باندهای دوگانه کمی دارند که سبب می‌شود پلیمریزاسیون بالایی داشته باشند. با افزایش کارایی پلیمریزاسیون استحکام خمشی افزایش می‌یابد. در مطالعه مونترو و همکاران نیز با افزایش مونومر رزینی UDMA، استحکام خمشی افزایش یافت.[۱۰] دلیل دیگر بالا بودن استحکام خمشی کامپوزیت Z350 ذرات نانوی ماده پرکننده این کامپوزیت است که به افزایش سطح ماده پرکننده منجر می‌شود و در نتیجه، سطح پوشیده شده با ماده اتصال‌دهنده شیمیایی (سایلن) بزرگ‌تری را ارایه می‌دهد که سبب بهبود خواص مکانیکی می‌شود.[۱۹] همچنین باند شیمیایی بهتری بین رزین و ماده پرکننده توسط اتصال‌دهنده شیمیایی ایجاد می‌شود.[۱۷]

در این مطالعه استحکام خمشی کامپوزیت سیلوران بیس P90 با کامپوزیت متاکریلاتی Z350 و Z250 معنی‌دار نبود. ولی مطالعه دالیا و همکاران در سال ۲۰۱۵ در بررسی استحکام خمشی و فشاری کامپوزیت‌های مختلف از جمله Z250، Z350 و P90 نشان داد که استحکام کششی کامپوزیت Z250 و Z350 از P90 بیش‌تر بود. آن‌ها علت این نتیجه را شبیه بودن ماده زمینه‌ای رزینی و نوع ماده پرکننده Z250 و Z350 دانستند و همچنین علت کم‌تر بودن استحکام خمشی کامپوزیت P90 را در متفاوت بودن ماده زمینه‌ای رزینی و نوع ماده پرکننده آن ذکر کردند.[۲۰]

کامپوزیت سیلوران بیس P90 کامپوزیتی میکروهیبرید با ذرات ریز کوارتز با ۷۶ درصد وزنی (۵۵ درصد حجمی) ماده پرکننده است. کوارتز شکل کریستالی سیلیکاست و سبب استحکام و بهبود خواص مکانیکی کامپوزیت می‌شود. همچنین وجود مونومرهای رزینی UDMA، BISGMA و TEG DMA در ماتریکس کامپوزیت‌های متاکریلاتی سبب افزایش جذب آب می‌شود. آب به عنوان ماده منعطف‌کننده (پلاستی سایزر) عمل می‌کند و با نفوذ بین زنجیره ماتریکس سبب کاهش استحکام خمشی می‌شود. به همین دلیل کامپوزیت P90 جذب آب کم‌تر و نتیجه خواص مکانیکی بهتری دارد.[۲۱]

مطالعه اوز و همکاران بر روی مقاومت به شکست ترمیم دندان‌های درمان ریشه شده با Z250 و P90، مقاومت به شکست بیش‌تری را برای Z250 نشان داد. این تناقض را می‌توان به روش متفاوت انجام مطالعه و تفاوت در آزمون نسبت داد.[۱۹] از طرفی به دلیل چندکاره بودن مولکول‌های سیلوران P90، درجه تبدیل پلیمریزاسیون آن از کامپوزیت‌های متاکریلاتی کم‌تر است (این مولکول‌ها چندکاره هستند و با گیر افتادن در شبکه پلیمری تحرک آن‌ها کم می‌شود). کامپوزیت‌های متاکریلاتی به دلیل حضور TEG DMA و مونومرهای انعطاف‌پذیر، درجه تبدیل پلیمریزاسیون بیش‌تری دارند و هرچه پلیمریزاسیون بیش‌تر باشد، خواص مکانیکی از جمله استحکام خمشی بیش‌تر است.[۲۱] موارد بالا سبب جبران کاهش استحکام خمشی توسط درجه تبدیل پلیمریزاسیون کامپوزیت P90 می‌شوند و معنی‌دار نبودن استحکام خمشی کامپوزیت P90 با کامپوزیت متاکریلاتی Z350 و Z250 را در این مطالعه توجیه می‌کنند.

به طور کلی در این مطالعه استحکام خمشی کامپوزیت Filtek Z350 از کامپوزیت Filtek Z250 بیش‌تر بود، ولی هر دو تفاوت معنی‌داری با کامپوزیت

Packable P90 نداشتند. به نظر می‌رسد کامپوزیت با استحکام خمشی بالا مثل Filtek Z350، احتمال موفقیت کامپوزیت را در دندان‌های خلفی بالا می‌برد.

❋سپاس‌گزاری:

این مقاله براساس پایان‌نامه دندان‌پزشکی عمومی دانشگاه علوم پزشکی قزوین به شماره ۲۸ است.

❋مراجع:

1. Chung SM, Yap AU, Chandra SP, Lim CT. Flexural strength of dental composite restorative: comparison of biaxial and three-point bending test. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004 Nov 15; 71 (2): 278-83.

2. Della Bona A, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. Braz Oral Res 2008 Jan-Mar; 22 (1): 84-9.

3. Torabi K, Salehi M. Comparative study of the flexural strength of three fiber-reinforced composite. J Dent Shiraz Univ Med Sci 2012; 13 (3): 126-30. [In Persian]

4. Isaac SZ, Bergamin AC, Turssi CP, Amaral FL, Basting RT, Franca FM. Evaluation of bond strength of silorane and methacrylate based restorative systems to dentin using different cavity models. J Appl Oral Sci 2013 Sep-Oct; 21 (5): 452-9.

5. Kumar N. Inconsistency in the strength testing of dental resin-based composites among researchers. Pak J Med Sci 2013 Jan; 29 (1): 205-10.

6. Sharafeddin F, Alavi A, Talei Z. Flexural strength of glass and polyethylene fiber combined with three different composites. J Dent (Shiraz) 2013 Mar; 14 (1): 13-9.

7. Leprince JG, Palline WM, Vanacker J, Sabbagh J[4], Devaux J[5], Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. J Dent 2014 Aug; 42 (8): 993-1000.

8. Blackham JT, Wandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. Oper Dent 2009 Nov-Dec; 34 (6): 697-702.

9. Fischer J, Roeske S, Stawarczyc B, Hammerle CH. Investigation in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. Dent Mater J 2010 Mar; 29 (2): 188-92.

10. Monteiro GQ, Montes MAJ. Evaluation of linear polymerization shrinkage, flexural strength and modulus of elasticity of dental composites. Mat Res 2010 Mar; 13 (1): 51-5.

11. Hassan SH SH. An Evaluation of mechanical properties of different types of composite resins (an in vitro study). Al-Rafidain Dent J 2014; 14 (1): 123-31.

12. D'Alpino PH, Vismara MV, Mello LM, Di Hipólito V, González AH, Graeff CF. Resin composite characterizations following a simplified protocol of accelerated aging as a function of the expiration date. J Mech Behav Biomed Mater 2014 Jul; 35: 59-69.

13. Pahlavan A, Ataei M, Zandi-Nejad AA. Effect of three filler types on mechanical properties of dental composite. J Dent Tehran Univ Med Sci 2005; 18 (2): 67-74. [In Persian]

14. Pick B, Meira JB, Driemeier L, Braga RR. A critical view on biaxial and short-beam uniaxial flexural strength tests applied to resin composites using Weibull, fractographic and finite element analyses. Dent Mater 2010 Jan; 26 (1): 83-90.

15. Poonacha V, Poonacha S, Salagundi B, Rupesh PL, Raghavan R. In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in

fixed prosthodontics. J Clin Exp Dent 2013 Dec 1; 5 (5): e212-7.
16. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi ECh. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. Dent Mater 2011 Jun; 27 (6): 598-607.
17. Hamouda IM, Elkader HA. Evaluation the mechanical properties of nanofilled composite resin restorative material. JBNB 2012 Apr; 3 (2): 238-42.
18. Gaspar Junior Ade A, Lopes MW, Gasper Gda S, Braz R. Comparative study of flexural strength and elasticity modulus in two types of direct fiber-reinforced systems. Braz Oral Res 2009 Jul-Sep; 23 (3): 236-40.
19. Atiyah AH, Baban LM. Fracture resistance of endodontically treated premolars with extensive MOD cavities restored with different composite restorations (an in vitro study). J Bagh Coll Dentistry 2014; 26 (1): 7-15.
20. Abuelenain DA, Abou Neel EA, Al-Dharrab A. Surface and mechanical properties of different dental composites. Austin J Dent. 2015; 2 (2): 1-5.
21. Porto IC, de Aguiar FH, Brandt WC, Liporoni PC. Mechanical and physical properties of silorane and methacrylate-based composites. J Dent 2013 Aug; 41 (8): 732-9.