

بررسی آزمایشگاهی اثر PH بر استحکام خمشی کامپوزیت بالک فیل و معمولی

فراز فراهات^۱، زهرا قاسم زاده^{۲*}

^۱ دانشیار، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی، یزد، ایران
^۲ دستیار تخصصی، گروه دندانپزشکی ترمیمی و زیبایی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید صدوقی، یزد، ایران
 تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۰/۱۱/۳۰ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۳/۲

In-Vitro Evaluation of the Effect of PH on the Flexural Strength of Bulk-Fill and Conventional Composite

Farnaz Farahat¹, Zahra Ghasemzadeh^{2*}

¹ Associate Professor, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

² Postgraduate Student, Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Shahid Sadoughi University of Medical Sciences, Yazd, Iran

Received: 19 February 2022; Accepted: 23 May 2022

Background: Bulk-fill composites were introduced to reduce the number of clinical stages and the technique sensitivity of composite restorations. This study aimed to determine the effect of PH on the flexural strength of bulk-fill and conventional resin-based composites (RBCs).

Materials and Methods: In this *in vitro* study, one bulk-fill RBC (Tetric N Ceram Bulk-Fill [TNCBF]) and one conventional RBC (Tetric N Ceram [TNC]) were used. Thirty-six samples were prepared and divided into six groups (n=6), according to the type of RBC and the PH of the storage solution (7, 5, and 2.5). Specimens were stored in the designated solutions for 30 days at 37°C. Their flexural strength was then measured using a universal testing machine. One-Way ANOVA and post hoc Tukey's test were used to analyze data at the significance level of P<0.05.

Results: Conventional RBCs showed a significantly higher flexural strength than bulk-fill RBCs (P=0.02). On the other hand, the PH of the solution had no significant effect on the flexural strength (P=0.11).

Conclusion: Considering the limitations of laboratory studies, it can be concluded that the PH of the solution does not affect the flexural strength of composites. Although the flexural strength of TNC is higher than that of TNCBF, both are within the clinically acceptable range.

Key words: Composite Resin, Flexural strength, PH

*Corresponding Author: dr.zahra1371@gmail.com

► Please cite this paper as: Farahat F, Ghasemzadeh Z. "In-Vitro Evaluation of the Effect of PH on the Flexural Strength of Bulk-Fill and Conventional Composite". *J Mash Dent Sch.* 2023; 47(1): 71-9.

► DOI: 10.22038/jmds.2023.63830.2148

چکیده

مقدمه: امروزه جهت کاهش مراحل و حساسیت ترمیم های کامپوزیتی، کامپوزیت های بالک فیل عرضه شده اند. هدف از این مطالعه، تعیین تأثیر PH بر استحکام خمشی کامپوزیت های بالک فیل و معمولی بود.

مواد و روش ها: در این مطالعه آزمایشگاهی، از یک کامپوزیت بالک فیل (Tetric N Ceram Bulk-Fill [TNCBF]) و یک کامپوزیت معمولی (Tetric N Ceram [TNC]) استفاده شد. ۳۶ نمونه تهیه شد و بر اساس نوع کامپوزیت و PH محلول ذخیره سازی (۷، ۵ و ۲/۵) به شش گروه تقسیم شدند (n=۶). نمونه ها به مدت ۳۰ روز در دمای ۳۷ درجه سانتی گراد در محلول های مورد نظر نگهداری شدند. سپس استحکام خمشی آنها، با استفاده از یک Universal testing machine اندازه گیری شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها در سطح معنی داری ۰/۰۵ از Two way ANOVA استفاده شد.

یافته ها: کامپوزیت معمولی (TNC) استحکام خمشی بالاتری نسبت به کامپوزیت بالک فیل (TNCBF) نشان داد (P-value=۰/۰۲). PH محلول، تأثیر معنی داری بر استحکام خمشی نداشت (P-value = ۰/۱۱).

* مؤلف مسئول، نشانی: یزد، دانشکده دندانپزشکی، گروه ترمیمی و زیبایی

E-mail: dr.zahra1371@gmail.com

نتیجه گیری: با توجه به محدودیت های مطالعه آزمایشگاهی، می توان نتیجه گرفت که PH محلول، تأثیری بر استحکام خمشی کامپوزیت نداشت. همچنین با وجود اینکه استحکام خمشی TNC بیشتر از TNCBF بود، اما هر دو در محدوده قابل قبول کلینیکی بودند.

کلمات کلیدی: کامپوزیت رزین، استحکام خمشی، PH

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۲ دوره ۴۷ / شماره ۱: ۹-۷۱

مقدمه

امروزه استفاده از رزین کامپوزیت ها در دندانپزشکی، به علت زیبایی بیشتر و چسبندگی به ساختار دندان افزایش یافته است.^(۱) با این وجود، ترمیم دندان ها با رزین کامپوزیت ها، به دلیل عمق کیور محدود آنها و نیاز به تکنیک لایه گذاری، هنوز از نظر تکنیکی چالش برانگیز است. تکنیک لایه گذاری زمان بر بوده و امکان ایجاد حباب بین لایه های کامپوزیت وجود دارد.^(۲-۵) برای غلبه بر این مشکل، رزین کامپوزیت های بالک فیل به بازار عرضه شدند. محتوای فیلر کمتر، اندازه فیلر بزرگتر یا وجود آغازگرهای مختلف در ترکیب این رزین کامپوزیت ها، موجب شده که بتوان آنها را در لایه های ۴ تا ۵ میلی متری استفاده کرد.^(۶-۸) مزیت اصلی کامپوزیت های بالک فیل، عمق کیور افزایش یافته آن ها است، که با افزایش ترانسلسونسی در نتیجه کاهش حجم فیلرها یا افزایش اندازه آن ها، که پراکندگی نور را محدود می کند، به دست می آید. همچنین این کامپوزیت ها به دلیل تغییر در ماتریکس آلی و یا محتوای فیلر، انقباض پلیمریزاسیون کمتری نسبت به کامپوزیت های معمولی نشان می دهند.^(۹) محیط دهان، شرایط ویژه ای دارد. مصرف غذاها و نوشیدنی های اسیدی، یا اسید ایجاد شده در اثر تجزیه کربوهیدرات ها توسط باکتری ها، موجب کاهش PH دهان می گردند.^(۱۰) نشان داده شده است که وضعیت اسیدی ممکن است در تخریب رزین کامپوزیت ها نقش داشته باشد^(۱۱،۱۲) و بقای بالینی ترمیم های کامپوزیت را کاهش

دهد.^(۱۳) این تجزیه از طریق جذب آب و شکست هیدرولیتیک باند بین سایلن و فیلر ماتریکس رزینی رخ می دهد، که در نهایت منجر به دبانندینگ و نرم شدن رزین می شود.^(۱۴) استحکام خمشی و فشاری برای بقای بالینی ترمیم های رزینی بسیار مهم است، زیرا این خواص بر مقاومت به شکست مواد ترمیمی تأثیر می گذارد.^(۱۵) کامپوزیت های بالک فیل نسبت به کامپوزیت های معمولی خمش کاسپی کمتر و یکپارچگی مارجینال خوبی را نشان دادند.^(۱۶،۱۷) خواص مکانیکی کامپوزیت های بالک فیل از جمله میکروهاردنس و استحکام خمشی در مقالات مورد بررسی قرار گرفته است. برخی از نویسندگان، خواص مکانیکی پایین تر کامپوزیت های بالک فیل را نسبت به کامپوزیت های معمولی گزارش کرده اند، در حالی که برخی دیگر، خواص مشابهی را ذکر نموده اند.^(۱۸،۱۹) بنابراین، هدف از مطالعه حاضر، تعیین تأثیر PH بر استحکام خمشی کامپوزیت های بالک فیل و معمولی بود. فرضیه های صفر مطالعه شامل موارد زیر بود: (الف) میزان PH تأثیری بر استحکام خمشی کامپوزیت های بالک فیل و معمولی ندارد، (ب) تفاوتی در استحکام خمشی بین کامپوزیت های بالک فیل و معمولی وجود ندارد.

مواد و روش ها

برای این مطالعه آزمایشگاهی، از دو کامپوزیت نانو هیبرید Tetric N Ceram Bulk-fill (TNCBF) و Tetric N Ceram (TNC) استفاده شد. مشخصات و ترکیب مواد مورد استفاده در جدول ۱، آورده شده است. همچنین

انکوباتور، در آب مقطر با دمای ۳۷ درجه سانتی گراد نگهداری شدند تا از پلیمریزاسیون کامل آن ها اطمینان حاصل شود.

سپس نمونه ها به طور تصادفی بر اساس نوع محلول نگهداری و نوع کامپوزیت، به صورت زیر به شش گروه تقسیم شدند (n=۶):

گروه ۱: نمونه های TNC که در آب مقطر (PH =۷) غوطه ور شدند.

گروه ۲: نمونه های TNC که در محلول با PH=۵ غوطه ور شدند.

گروه ۳: نمونه های TNC که در محلول با PH=۲/۵ غوطه ور شدند.

گروه ۴: نمونه های TNCBF که در آب مقطر (PH =۷) غوطه ور شدند.

گروه ۵: نمونه های TNCBF که در محلول با PH=۵ غوطه ور شدند.

گروه ۶: نمونه های TNCBF که در محلول با PH =۲/۵ غوطه ور شدند.

آماده سازی نمونه ها و انجام تست استحکام خمشی بر اساس استاندارد ISO 4049: 2019 صورت گرفته است.

برای تهیه نمونه ها، از مولدهای سیلیکونی با ابعاد (۲×۲×۲۵ میلی متر) استفاده شد. کامپوزیت ها در یک لایه قرار داده شدند و توسط یک نوار میلار و یک اسلاید شیشه ای پوشانده شدند و مواد اضافی با فشار اندک انگشت برداشته شد. سپس نمونه ها به مدت ۴۰ ثانیه با استفاده از دستگاه لایت کیور (LITEX 696, Dent America, Taiwan) با طول موج ۴۹۰-۴۴۰ نانومتر و شدت ۱۲۰۰ mW/cm² کیور شدند. پس از خروج نمونه ها از مولد، مجدداً به مدت ۴۰ ثانیه جهت اطمینان از پلیمریزاسیون کامل، کیور شدند. مواد اضافی با استفاده از دیسک فینیشینگ آبی (Sof-Lex, 3M ESPE, USA) حذف شدند. نمونه ها از نظر وجود حباب و نقص، بررسی شدند و نمونه های معیوب کنار گذاشته شدند. از هر کامپوزیت، ۱۸ نمونه تهیه شد. ابعاد نهایی (عرض و ارتفاع) نمونه ها با استفاده از کولیس دیجیتال (Mitutoyo, China) اندازه گیری شد. سپس، نمونه ها به مدت ۲۴ ساعت درون

جدول ۱: خصوصیات کامپوزیت های مورد استفاده در مطالعه

مواد	کارخانه سازنده	ترکیب	درصد		Batch number
			وزنی فیلر	حجمی فیلر	
Tetric N Ceram	Ivoclar vivadent AG, Liechtenstein	Filler: barium glass, ytterbium trifluoride, mixed oxide and copolymer Polymer: dimethacrylates	۸۰-۸۱٪	۵۵-۵۷٪	604026AN
Tetric N Ceram Bulk-Fill	Ivoclar vivadent AG, Liechtenstein	Filler: barium glass, prepolymer, ytterbium trifluoride and mixed oxide Polymer: dimethacrylates	۷۵-۷۷٪	۵۳-۵۵٪	644171AN

محاسبه شد:

$$\sigma = 3FL/2BH^2$$

در این رابطه، F حداکثر میزان بارگذاری روی نمونه قبل از شکست به نیوتن، L فاصله بین دو تکیه گاه به میلی متر (۲۰ میلی متر)، B عرض نمونه به میلی متر و H ارتفاع نمونه به میلی متر می باشد.

تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار کامپیوتری (Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria (R version 4.0.3, R Core Team (2020), R) انجام شد. نرمال بودن داده ها با استفاده از آزمون کلموگروف-اسمیرنف ارزیابی شد. ANOVA دو طرفه (Two-way ANOVA) برای ارزیابی تعامل بین متغیرهای مستقل و وابسته استفاده شدند. همه تحلیل های آماری در سطح معنی داری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته ها

آزمون کلموگروف-اسمیرنف نشان داد که داده ها توزیع نرمال داشتند (P-value = ۰/۲۰). میانگین استحکام خمشی گروه های مختلف در جدول ۳، نشان داده شده است. طبق این جدول، گروه کامپوزیت TNC با PH ۵ بیشترین و گروه کامپوزیت TNCBF با PH ۷، کمترین استحکام خمشی را داشتند.

ترکیب محلول های با PH مختلف در جدول ۲، نشان داده شده است. (۱۲) نمونه ها در لوله های آزمایش منفرد شماره گذاری شده حاوی ۱۰ میلی لیتر از این محلول ها در انکوباتور با دمای ۳۷ درجه سانتی گراد به مدت ۳۰ روز نگهداری شدند. به دلیل ماهیت بافر محلول های تهیه شده، PH آنها در مقدار تقریباً ثابتی باقی می ماند و در طول زمان دچار تغییر نمی شد.

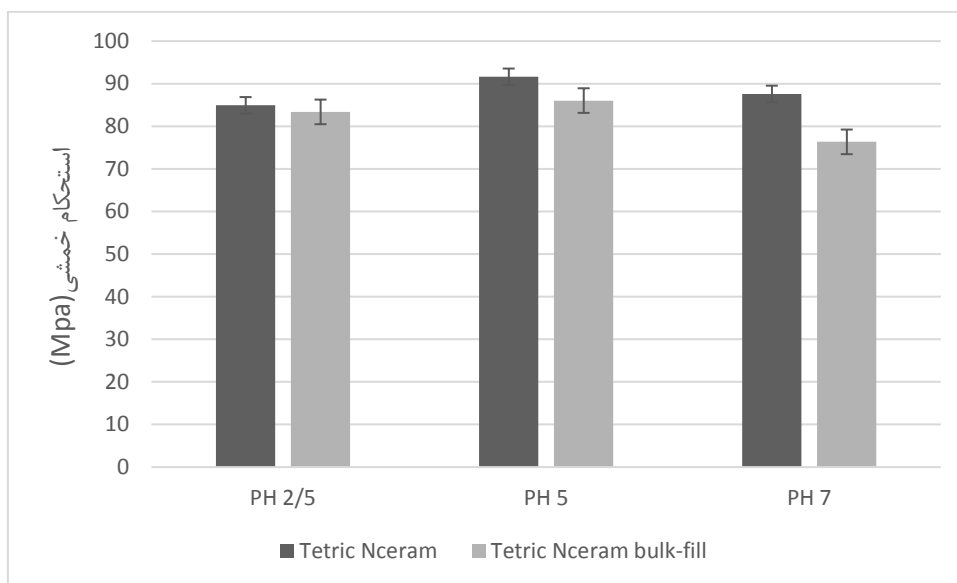
جدول ۲: ترکیب محلول های مورد استفاده در مطالعه

PH	ترکیب
۷	آب مقطر
۵	35 ml NaOH+100 ml acid mixture Acetic acid 0.04 mole Phosphoric acid 0.04 mole Boric acid 0.04 mole
۲/۵	15 ml NaOH+100 ml acid mixture

پس از پایان دوره غوطه وری و خروج نمونه ها از محلول، نمونه ها شسته و خشک شده و سپس استحکام خمشی آنها با استفاده از Universal testing machine (Zwick/ Roell, Germany) اندازه گیری شد. نمونه ها تحت آزمون خمش سه نقطه ای با سرعت کراس ۰/۵ میلی متر بر دقیقه بارگذاری شدند تا شکست رخ دهد. استحکام خمشی، σ ، به مگاپاسکال (MPa)، با استفاده از رابطه زیر

جدول ۳: میانگین و انحراف معیار استحکام خمشی در گروه های مطالعه

کامپوزیت معمولی TNC	کامپوزیت بالک فیل TNCBF	PH
۸۷/۶۰±۵/۹۲	۷۶/۳۵±۵/۶۵	۷
۹۱/۶۱±۵/۴۴	۸۶/۰۴±۷/۴۹	۵
۸۴/۹۲±۱۳/۳۷	۸۳/۳۸±۷/۰۹	۲/۵
اثر نوع کامپوزیت: P-value= ۰/۰۲ F=۵/۲۸ اثر PH: P-value= ۰/۱۱ F=۲/۳۰ اثر متقابل PH و کامپوزیت: P-value= ۰/۳۳ F=۱/۱۲		نتیجه آزمون Two – way ANOVA



نمودار ۱: میانگین استحکام خمشی گروه های مطالعه

ادامه می‌یابد. از طرف دیگر، اکسپوزر مداوم، زمانی اتفاق می‌افتد که عوامل شیمیایی در مارجین رستوریشن، جذب و توسط باکتری‌ها تجزیه شوند.^(۲۰) بنابراین، اغلب بعد از غذا، PH به مقادیر زیر ۴ افت می‌کند. به علاوه بسیاری از نوشیدنی‌ها مثل کوکاکولا، PH کمتر از ۴ دارند. همچنین، PH ۵ و ۲/۵ به ترتیب نوشیدنی‌های اسیدی مانند قهوه و کوکاکولا را شبیه‌سازی می‌کنند.^(۲۱) بنابراین مطالعه حاضر، محیط اسیدی دهان را با غوطه ورسازی نمونه‌های کامپوزیت در محلول‌هایی با PH ۵ و ۲/۵ شبیه‌سازی کرد. خصوصیات فیزیکی مکانیکال کامپوزیت‌ها ممکن است تحت تأثیر اکسپوزر مداوم یا متناوب به عوامل شیمیایی متنوع قرار گیرد. استحکام خمشی یکی از این خصوصیات مکانیکی می‌باشد که برای مقایسه کارایی بلندمدت و بقای کلینیکی ترمیم‌ها استفاده می‌شود.^(۲۲) برای مثال در حفرات کلاس ۱، ۲، ۳ و ۴ برای به حداقل رساندن شکست یا دفرمیشن تحت نیروهای اکلوزالی بالا، اغلب کامپوزیتهای با خصوصیات خمشی بالا انتخاب می‌شود.^(۲۳) در طی

نمودار ۱، میانگین استحکام خمشی گروه‌های مختلف را مقایسه می‌کند. میانگین استحکام خمشی کامپوزیت معمولی (TNC)، $88/04 \pm 8/92$ MPa و برای کامپوزیت بالک فیل (TNCBF)، $81/92 \pm 7/64$ MPa بود. آزمون Two-way ANOVA برای مقایسه تأثیر متقابل نوع کامپوزیت و اثر PH بکار رفت. نتایج Two-way ANOVA نشان داد نوع کامپوزیت، تأثیر معناداری بر استحکام خمشی داشت به طوری که استحکام خمشی TNC به طور معنی‌داری بالاتر از TNCBF بود ($P\text{-value} = 0/02$). اما pH محلول، تأثیر معنی‌داری بر استحکام خمشی نداشت ($P\text{-value} = 0/11$). همچنین ترکیب اثر نوع کامپوزیت و PH تأثیر معناداری بر استحکام خمشی نشان نداد ($P\text{-value} = 0/33$).

بحث

در محیط دهان، ترمیم‌های کامپوزیت به طور مداوم یا متناوب تحت حملات شیمیایی مواد غذایی مختلف می‌باشند. در هنگام خوردن یا نوشیدن اکسپوزر متناوب اتفاق می‌افتد و تا زمانی که این مواد از دهان تمیز شوند،

سیستم مونومر، نوع فیلر، میزان فیلر و اینترفاز فیلر-رزین، روی رفتار مکانیکی کامپوزیت های مختلف اثر می گذارد.^(۲۸) مطالعات نشان داده اند که درصد فیلر، ارتباط نزدیکی با استحکام خمشی و مدول خمشی کامپوزیت ها دارد.^(۲۹و۳۰) همچنین مقادیر درجه تبدیل کامپوزیت هم بر استحکام خمشی آن مؤثر است.^(۳۱) در مطالعه ما، هر دو کامپوزیت مورد مطالعه، نوع فیلر و ماتریکس تقریباً مشابهی داشتند، با این وجود تفاوت استحکام خمشی ممکن است به دلیل تفاوت در میزان فیلر کامپوزیت ها باشد (درصد وزنی فیلر کامپوزیت معمولی ۸۱-۸۰ درصد و کامپوزیت بالک فیلر ۷۷-۷۵ درصد). برخی محققین گزارش کردند که انتقال استرس بین ذرات فیلر و ماتریکس و نیز ادهیژن بین این اجزا می تواند بر استحکام خمشی کامپوزیت ها مؤثر باشد.^(۳۲و۳۳) شکل فیلر نیز بر استحکام خمشی مؤثر است. تصاویر SEM نشان داده اند که فیلرها در TNCBF شکل نامنظمی دارند. این شکل نامنظم منجر به تجمع استرس بالا در لبه های ذرات فیلر و محلی مناسب برای شروع ترک شده که در نهایت منجر به استحکام خمشی کمتر می شود.^(۳۳) Leprince و همکاران^(۱۹)، گزارش کردند که خصوصیات خمشی اغلب کامپوزیتهای بالک فیلر آزمایش شده در مطالعه آنها، به علت تفاوت در میزان فیلر کامپوزیت ها، پایین تر از کامپوزیت معمولی پرفیلر بود. Abuelenain و همکاران^(۳۴) گزارش کردند که تفاوت معناداری در استحکام خمشی بین کامپوزیت های بالک فیلر و معمولی وجود ندارد. از آن جا که مقادیر استحکام خمشی تحت تأثیر شکل، سایز و شرایط نگهداری نمونه ها می باشد، بنابراین؛ مطالعات مختلف، نتایج متفاوتی نشان می دهند. در مطالعه Abuelenain^(۳۴) نمونه ها به صورت خشک برای ۲۴ ساعت در نگهدارنده پلاستیکی در دمای ۲۲ درجه نگهداری شد، در حالی که در مطالعه حاضر،

انجام تست خمشی تنش های پیچیده ای ناشی از ترکیب استرس فشاری، برشی و کششی بر روی نمونه به کار برده می شود.^(۲۳و۲۴) کامپوزیت های بالک فیلر و معمولی استفاده شده در این مطالعه، هر دو از یک کارخانه سازنده و ترکیب نزدیک به هم بودند. مطالعه حاضر اثر PH را بر روی استحکام خمشی کامپوزیت های بالک فیلر و معمولی ارزیابی کرد. نتایج نشان دادند که PH محلول ها اثر معناداری روی استحکام خمشی دو کامپوزیت ندارد، بنابراین فرضیه اول پذیرفته شد. گزارش شده است که با کاهش PH، فیلرهای کامپوزیت از مواد رزینی خارج می شود و ماتریکس تجزیه می شود.^(۲۵) علاوه بر این، ترمیم های کامپوزیت وقتی برای طولانی مدت در معرض محیط اسیدی قرار بگیرد ممکن است تحت تأثیر آسیب میکرومورفولوژیک بزرگتری قرار بگیرند.^(۲۶) Scribante و همکاران^(۱۰)، اثر کوکاکولا را بر روی استحکام خمشی نه کامپوزیت مختلف بررسی کردند. آنها گزارش کردند که یک ماه ذخیره سازی نمونه ها در محلول با PH اسیدی اثری روی استحکام خمشی هشت کامپوزیت ندارد و تنها یک کامپوزیت نانوفیلر استحکام پایین تر را در محیط اسیدی نشان می دهد. Moreau و همکاران^(۲۷)، اثر PH و زمان غوطه وری را بر روی استحکام خمشی سه RMGI، یک کامپومر و یک کامپوزیت بررسی کردند. آنها گزارش کردند که به طور کلی PH محلول ها اثر کمی روی استحکام خمشی دارد که با مطالعه حاضر هم راستا می باشد. در مطالعه حاضر، عدم تأثیر PH بر استحکام خمشی را می توان به ساختار، ترکیب یا باند بالا بین فیلر و رزین دو کامپوزیت مورد مطالعه نسبت داد. همچنین نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استحکام خمشی کامپوزیت معمولی به طور معنی داری بالاتر از کامپوزیت بالک فیلر است، بنابراین، فرضیه دوم رد شد.

مطالعه دقیق تر، مطالعات بالینی مورد نیاز است. از طرف دیگر، از آنجایی که کامپوزیت های دندانپزشکی طبیعتاً ویسکوالاستیک دارند، انجام تست خمشی استاتیک نمی تواند اطلاعات زیادی از ساختار کامپوزیت در اختیار قرار دهد. انجام تست دینامیک می تواند هر دو خصوصیت الاستیک و ویسکوز کامپوزیت ها را نشان دهد.^(۳۷) همچنین، با توجه به این که محیط دهان در معرض مواد غذایی با PH قلیایی نیز قرار می گیرد بهتر است اثر محلول های قلیایی بر خصوصیات کامپوزیت ها در مطالعات بعدی بررسی شود.

نتیجه گیری

با توجه به محدودیت های این مطالعه آزمایشگاهی، محلول های اسیدی تأثیر قابل توجهی بر استحکام خمشی کامپوزیت های معمولی و بالک فیل ندارند. اگرچه کامپوزیت های معمولی استحکام خمشی بالاتری نسبت به کامپوزیت های بالک فیل نشان دادند، اما هر دو کامپوزیت دارای استحکام خمشی کافی در شرایط بالینی هستند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مطالعه از سرکار خانم دکتر فریماه شمسی، جهت تحلیل داده های آماری و همچنین از دانشکده دندانپزشکی یزد جهت تامین مالی طرح، نهایت تشکر را دارند.

نمونه ها در محلول هایی با PH مختلف در دمای ۳۷ درجه برای ۳۰ روز نگهداری شدند. دلیل دیگر ممکن است تعداد کم نمونه ها در مطالعه ما باشد که منجر به تفاوت کم اما معنادار بین دو کامپوزیت شد.

استاندارد ایزو ۴۰۴۹ حداقل استحکام خمشی ۸۰ مگاپاسکال را برای مواد با بیس پلیمر که برای ترمیم نواحی سطوح اکلوزال استفاده می شوند، مناسب می داند.^(۳۵) دو کامپوزیت مورد مطالعه، پس از ۳۰ روز غوطه وری در محیط اسیدی، مقادیر استحکام خمشی بالای ۸۰ مگاپاسکال را نشان دادند. بنابراین هرچند کامپوزیت معمولی استحکام خمشی بالاتری نسبت به کامپوزیت بالک فیل نشان داد این تفاوت از نظر کلینیکی مهم نمی باشد و هر دو کامپوزیت استحکام خمشی قابل قبولی در شرایط کلینیکی دارند.

در مطالعه ما، نمونه های کامپوزیتی به طور مداوم در محیط اسیدی با دمای ۳۷ درجه به مدت ۳۰ روز نگهداری شدند. بنابراین، ظرفیت بافری بزاق و تغییرات دما در محیط دهان در نظر گرفته نشده است. البته از آنجایی که در محیط دهان ممکن است مواد شیمیایی توسط جرم یا ذرات مواد غذایی در مجاورت مارجین ترمیم ها باقی بمانند، شرایط آزمایشگاهی تا حدی می تواند محیط دهان را شبیه سازی کند.^(۳۶) با این وجود، نتایج این مطالعه آزمایشگاهی نمی تواند شرایط بالینی را دقیقاً شبیه سازی کند و برای

منابع

- Farahat F, Mazraeno ZM, Daneshkazemi A. In Vitro evaluation of the effect of abrasion on the surface roughness of bulk fill and its comparison with conventional composites. J Mashhad Dent Sch 2021; 45(2):161-9.
- Bayraktar Y, Ercan E, Hamidi MM, Çolak H. One-year clinical evaluation of different types of bulk-fill composites. J Invest Clin Dent 2017; 8(2):e12210.
- Eweis A, Yap A, Yahya N. Comparison of flexural properties of bulk-fill restorative/flowable composites and their conventional counterparts. Oper Dent 2020; 45(1):41-51.
- Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. J Prosthet Dent 2007; 98(2):129-40.
- Öznurhan F, Ünal M, Kapdan A, Öztürk C. Flexural and microtensile bond strength of bulk fill materials. J Clin Pediatr Dent 2015; 39(3):241-6.

6. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig* 2014; 18(8):1991-2000.
7. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17(1):227-35.
8. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dent* 2013; 38(6):618-25.
9. Moghaddas M, Moosavi H, SaeidAsgar S, Zanjani M. Fracture Resistance Evaluation of Bulk-Fill Composite Resins with Total-Etch and Self-Etch Adhesives in Class II Restorations. *J Mashhad Dent Sch* 2018; 42(3):270-59.
10. Scribante A, Bollardi M, Chiesa M, Poggio C, Colombo M. Flexural properties and elastic modulus of different esthetic restorative materials: Evaluation after exposure to acidic drink. *Biomed Res Int* 2019; 2019:1-8.
11. Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *J Dent* 2001; 29(1):35-41.
12. Soliman TA, Tubaigy KM, Raffat EM, Al-Agha EI. In vitro solubility and wear rates of silorane and dimethacrylate resin based composite restorative materials under different pH conditions. *J Int Oral Health* 2015; 7(1):9-13.
13. Valinoti AC, Neves BG, Silva EMd, Maia LC. Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(4):257-65.
14. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Eur J Oral Sci* 1984; 92(3):257-61.
15. Alrahlah A. Diametral tensile strength, flexural strength, and surface microhardness of bioactive bulk fill restorative. *J Contemp Dent Pract* 2018; 19(1):13-9.
16. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti A, Fleming G. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012; 40(6):500-5.
17. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011; 39(10):643-7.
18. El Gezawi M, Kaisarly D, Al-Saleh H, ArRejaie A, Al-Harbi F, Kunzelmann K. Degradation potential of bulk versus incrementally applied and indirect composites: Color, microhardness, and surface deterioration. *Oper Dent* 2016; 41(6):195-208.
19. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 2014; 42(8):993-1000.
20. Yap AU, Tan SH, Wee SS, Lee CW, Lim EL, Zeng KY. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil* 2001; 28(11):1015-21.
21. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent* 2005; 30(2):213-9.
22. Mohammadi E, Pishevar L, Mirzakouchaki Boroujeni P. Effect of food simulating liquids on the flexural strength of a methacrylate and silorane-based composite. *PloS One* 2017; 12(12):1-8.
23. Pontes LF, Alves EB, Alves BP, Ballester RY, Dias C, Silva CM. Mechanical properties of nanofilled and microhybrid composites cured by different light polymerization modes. *Gen Dent* 2013; 61(3):30-3.
24. Dos Santos SG, Moysés MR, Alcântara CEP, Ribeiro JCR, Ribeiro JGR. Flexural strength of a composite resin light cured with different exposure modes and immersed in ethanol or distilled water media. *J Conserv Dent* 2012; 15(4):333-6.
25. Rajavardhan K, Sankar A, Kumar M, Kumar K, Pranitha K, Kishore K. Erosive potential of cola and orange fruit juice on tooth colored restorative materials. *Ann Med Health Sci Res* 2014; 4(3):208-12.
26. Abu-bakr N, Han L, Okamoto A, Iwaku M. Changes in the mechanical properties and surface texture of compomer immersed in various media. *J Prosthet Dent* 2000; 84(4):444-52.
27. Moreau JL, Xu HH. Fluoride releasing restorative materials: Effects of pH on mechanical properties and ion release. *Dent Mater* 2010; 26(11):227-35.
28. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dent Mater* 2016; 32(8):987-97.
29. Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod* 2015; 40(4):262-70.
30. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* 2013; 29(8):835-41.

31. Stansbury JW. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater* 2012; 28(1):13-22.
32. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater* 2014; 30(6):688-94.
33. Haugen HJ, Marovic D, Par M, Khai Le Thieu M, Reseland JE, Johnsen GF. Bulk fill composites have similar performance to conventional dental composites. *Int J Mol Sci* 2020; 21(14):1-21.
34. Abuelenain DA, Abou Neel EA, Al-Dharrab A. Surface characterization and mechanical behavior of bulk fill versus incremental dental composites. *Tanta Dent J* 2017; 14(2):1-7.
35. ISO. International Organization for Standardization. 2019. Available from: <https://www.iso.org/standard/67596.html>.
36. Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dent Mater* 2006; 22(12):1130-4.
37. Jacobsen P, Darr A. Static and dynamic moduli of composite restorative materials. *J Oral Rehabil* 1997; 24(4):265-73.